

Matturi Petri

Uutela Janne

MAMMOGRAFIALAITTEEN TOIMINTA

Animaatiovideo mammografialaitteen toiminnasta

MAMMOGRAFIALAITTEEN TOIMINTA

Animaatiovideo mammografialaitteen toiminnasta

Matturi Petri & Uutela Janne
Opinnäytetyön raportti
Kevät 2018
Radiografia ja sädehoito
Oulun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma

Tekijät: Petri Matturi ja Janne Uutela

Opinnäytetyön nimi: Mammografialaitteen toiminta

Työn ohjaajat: Anja Henner ja Karoliina Paalimäki-Paakki

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Kevät 2018

Sivumäärä: 32 + liitteet

Rintasyöpä on naisten yleisimpiä syöpiä. Rintasyövän ennuste on parantunut hoitomenetelmien kehittymisen ja aikaisemman toteamisen myötä. Tartu Health Care College koordinoi Ebreast-hankkeen, jossa tuotetaan sähköistä oppimateriaalia terveysalan työntekijöille, opettajille ja oppilaille. E-kirjojen lisäksi hankkeeseen tuotetaan videoita. Videot ovat erityisen hyödyllisiä monivaiheisten tapahtumien esittämiseen. Videoissa on mahdollista käyttää apuna animaatioita, joiden avulla voidaan havainnollistaa asioita mitä tavallisella videolla olisi muuten hankala esittää.

Projektin tavoite oli suunnitella ja toteuttaa englanninkielinen video mammografialaitteen toiminnasta ja siihen liittyvästä fysiikasta käyttämällä apuna animaatioita. Tarkoituksena oli, että jokainen joka katsoo videomme ymmärtää laitteen toiminnan. Toisena lyhyen aikavälin tavoitteena oli tehostaa kohderyhmän ajankäyttöä vähentämällä tiedonhakuun käytettyä aikaa, sekä tuomalla video helposti kaikkien saataville. Pitkän aikavälin tavoitteena toivomme tuotteemme lisäävän osaamista ja rohkaisevan muitakin tekemään opetusvideoita.

Tietoperusta muodostuu röntgenlaitteista kertovista tieteellisistä kirjoista ja artikkeleista. Tietoperustan pohjalta suunnittelimme videon ja siinä tarvittavat animaatiot. Animaatioiden avulla havainnollistamme ja kerromme mm. mammografialaitteen rakenteesta ja erityispiirteistä, heel-efektistä, rinnan kompression merkityksestä, valotusautomaatiikan toiminnasta, miten laite valitsee virran, jännitteen, suodatuksen ja anodin kohteen rinnan paksuuden ja koostumuksen mukaan. Käymme läpi periaatteet digitaalisten detektorien ja kuvalevyjen toiminnasta. Digitaalisista detektoreista käsittelemme suoran ja epäsuoran konversion, sekä fotonilaskentaan perustuvien detektorien toimintaa. Tuotteemme perustuu uusimpaan tutkittuun tietoon.

Videon sisällön suunnittelimme yhdessä ohjausryhmän kanssa. Teimme itse animaatiot, äänityksen ja editoinnin. Videon asiasisällön tarkistivat opinnäytetyön ohjausryhmä, sekä Ebreast-hankkeen projektiryhmä. Englanninkielen tarkistuksen suoritti Ebreast-hankkeen projektiryhmä. Videon testasivat Ebreast-hankkeessa mukana olevien oppilaitosten opiskelijat, joilta saimme kirjallisen palautteen. Video tulee kohderyhmän ja kaikkien asiasta kiinnostuneiden käyttöön open access materiaaliksi.

Jatkokehityshaasteena videoita voisi tehdä myös muista kuvantamisen laitteista.

Asiasanat: mammografia, oppimateriaali, video, animaatio

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences
Degree Programme in Radiography and Radiation Therapy

Authors: Petri Matturi and Janne Uutela

Title of thesis: The function of mammography device

Supervisors: Anja Henner and Karoliina Paalimäki-Paakki

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2018 Number of pages: 32 + attachments

Breast cancer is one of the most common female cancers. Prognosis of the breast cancer has improved because of the development of the treatments and earlier detection. Tartu Health Care College is organizing Ebreast-project, which will produce e-learning material for healthcare workers, teachers and students. In addition with e-books there are also produced videos for the project. Videos are especially useful for the presentation of multiphase events. Animations can be used as an aid for the presentation of multiphase events, which otherwise would be difficult to illustrate with a normal video.

The goal of this project was to plan and produce a video about the function and physics of the mammography device using animations as aid. The meaning was that anyone who watches our video understands how the device works. The second short term objective was to optimize the use of time of the target group, by reducing the time spent on searching for the information and by bringing the video easily accessible to everyone. As a longterm objective, we are hoping our video will increase know how and encourage people to do more learning videos.

We collected information from books and articles about x-ray equipment. On the basis of information collected, we planned the video and the necessary animations to illustrate the gathered information. With the help of animations, we explain the basic structure of mammography device and it's special features, heel-effect, the purpose of breast compression, how the automatic exposure control works and selects Kv, Mas, anode target and filtering according to breast thickness and composition. We explain the principles behind computed radiography detectors and digital radiography detectors. With digital radiography detectors, we are covering the function of direct conversion, indirect conversion and photoncounting detectors. Our video is based on latest information.

We planned the video contents together with the supervisors. We made the animations, recordings and editing by ourselves. The information of the video was checked by the supervisors and the Ebreast-project team. The English language inspection was done by the Ebreast-project team. The video was tested by the students also working with the Ebreast-project, the students also gave us a written feedback. The video will be in the use of the target audience and everyone else who is interested as open access material.

Continue for this project could be videos made from other imaging devices.

Keywords: mammography, learning, video, animation

SISÄLLYS

1	JOHDANTO	6
2	PROJEKTIN LÄHTÖKOHDAT	8
2.1	Projektin tavoitteet	8
2.2	Projektin vaiheet ja päätehtävät	9
2.3	Projektiorganisaatio	10
2.4	Kohderyhmä ja hyödynsaajat	10
3	TEKNIIKAN NOPEA KEHITYS HYVÄN MAMMOGRAFIAOSAAMISEN HAASTEENA.....	11
3.1	Mammografiatutkimusten historiaa.....	11
3.2	Filmikuvauksesta kohti digitaalista kuvantamista	12
3.3	Laitetekniikkojen tuntemus	13
3.4	Perehdyttämällä parannetaan osaamista ja laatua	14
4	VIDEON JA ANIMAATIOIDEN KÄYTTÖ OPETUKSESSA.....	16
4.1	Videon hyödyt erilaisissa oppimistyylyissä	16
4.2	Verkkomateriaalin käyttö itseohjautuvassa oppimisessä.....	17
5	PROJEKTIN TOTEUTUS	18
5.1	Videon suunnittelu ja toteutus	18
5.2	Tuotteen laatukriteerit.....	20
5.3	Kustannusarvio, resurssit ja tekijänoikeudet.....	23
6	PROJEKTIN ARVIONTI.....	24
6.1	Tuotteen laadun ja sisällön arviointi	24
6.1.1	Palautteet loppukäyttäjiltä esitestausten perusteella.....	24
6.2	Projektin aikataulun ja kustannusten arviointi.....	26
6.3	Projektin ongelmien ja riskien arviointi.....	26
6.4	Projektityöskentelyn arviointi	28
7	POHDINTA.....	29
8	LÄHTEET	33
9	LIITTEET	39
	SYNOPSIS	39
	VIDEON KERRONTA.....	48

1 JOHDANTO

Mammografia- samoin kuin muiden kuvantamislaitteiden tekniikka kehittyi kovaa vauhtia. Kehityksen vauhdissa pysyminen tarkoittaa myös alalla jo pidempään toimineiden työntekijöiden perehtymistä uusien laitteiden tekniikkaan. Laitteen toiminnan ymmärtämisellä on vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyaltistukseen. Uuteen laitetekniikkaan perehtyminen tulisi järjestää mutkattomaksi, että sen voi tehdä helposti itseopiskeluna luotettavasta lähteestä.

Rintasyöpään sairastuu yli 5000 naista vuodessa ja se on Suomen yleisin syöpä. Naisten rintasyöpätapausten määrä on kasvanut tasaisesti vuodesta 2000 lähtien 2,5% vuodessa, suurimpana syynä väestön ikääntyminen. Kaikkiaan vuonna 2014 syöpään sairastuneita suomalaisia oli noin 32300 henkeä. Suomen syöpärekisterin ennusteiden mukaan vuonna 2030 uusia syöpätapauksia todetaan koko maassa 43000, joka on noin kolmannes enemmän kuin vuonna 2014. (Syöpäjärjestöt 2016, viitattu 24.8.2017.)

Tartu Health Care College on koordinoimassa Ebreast-hanketta, jonka tavoitteena on tuottaa oppimateriaalia terveysalan työntekijöille, opettajille ja oppilaille. Materiaalin tarkoitus on kehittää alan ihmisten tietämystä ja edesauttaa rintasyövän aikaista havaitsemista. Meidän osuutemme Ebreast-hankkeessa oli tuottaa oppimateriaalia mammografialaitteen toiminnasta. Meille ehdotettiin, että tekisimme e-kirjan laitteen toiminnasta. Hetken ideoituamme opinnäytetyö projektia tulimme siihen tulokseen, että videoanimaatioilla materiaalista saisi selkeämmän ja ajankäytöllisesti miellyttävämmän loppukäyttäjälle. Olimme jo jonkin verran käyttäneet netistä löytyvää videomateriaalia opintojemme tukena ja havainneet ne hyödyllisiksi oppimisen kannalta. Yhteistyökumppaneina Tartu Health Care Collegen kanssa Ebreast-hankkeessa toimivat Helsinki Metropolia University of Applied Sciences, Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety (STUK), University of Applied Sciences and Arts Western Switzerland, Bergen University College, Oulu University of Applied Sciences, Lisbon Polytechnic Institute, Northern Ostrobothnia Hospital District (Tartu health care college 2015, viitattu 28.1.2017).

Tuotettamme mammografialaitteen toiminnasta tarvitaan useammastakin syystä. Tietoa mammografialaitteen toiminnasta on saatavilla esimerkiksi kirjoista, joita käytimme lähteinä. Tarvittava tieto on kuitenkin hajanaista ja lukijan tehtäväksi jää tiedon yhdistely. Laajempien kokonaisuuksien pa-

remman hallinnan vuoksi tietoa on saatava johdonmukaisissa paketeissa selkeästi esitettynä, jolloin tiedonhakuun käytetty aika vähenee ja tiedonhaussa säästetty aika voidaan käyttää uuden oppimiseen. Opiskelijan työskentely helpottuu, kun materiaali on kerätty yhteen luotettavana pidettävään lähteeseen. Samasta syystä myös opettajat ja opetuslaitokset hyötyvät.

2 PROJEKTIN LÄHTÖKOHDAT

2.1 Projektin tavoitteet

Konkreettisilla tuotoksilla saavutetaan hankkeen välittömät tavoitteet. Suunnitteluvaiheessa tuotteen määrittelyssä pitäisikin ajatella mitä konkreettista on saatava aikaiseksi, että tavoitteet saavutettaisiin. Suunnitelmassa määritellään vain tärkeimmät tuotokset, joilla tavoitteet saavutetaan. Liian tarkka määrittely voi haitata käytännön toteutuksessa tarvittavaa joustavuutta. (Silfverberg 2004, 41.) Toteutustapaa suunniteltaessa on hyvä pysähtyä miettimään missä muodossa idea kannattaa toteuttaa, että kohderyhmä saa siitä parhaan mahdollisen hyödyn (Vilka & Airaksinen 2004, 51). Tavoitteemme oli saada aikaan tuote, jossa hajallaan oleva tieto mammografialaitteen toiminnasta on kerätty yhteen ajan tasalla olevaan tietopakettiin. Päädyimme toteutustavan valinnassa videoon omien hyvien kokemustemme perusteella videoiden käytöstä uuden oppimisen tukena.

Jos mammografialaitteen toiminnan haluaa oppia ymmärtämään kokonaisuudessaan, joutuu tietoa etsimään useista lähteistä ja käyttämään todella runsaasti aikaa siihen. Valmiin tuotteemme avulla saman voi saavuttaa 30 minuutissa. Välittömänä lyhyen aikavälin tavoitteenamme oli, että jokainen joka katsoo videomme ymmärtää mammografialaitteen toiminnan, perusrakenteen, sekä laitteissa käytettävät tekniikat. Toisena välittömänä lyhyen aikavälin tavoitteena tuotteellamme oli tehostaa kohderyhmän ajankäyttöä, jolloin samalla opiskeluun käytetyllä ajalla voidaan oppia enemmän. Pitkän aikavälin kehitystavoitteena on, että potilaat saavat entistäkin parempaa hoitoa ja rintasyöpä havaittaisiin mahdollisimman aikaisessa vaiheessa. Terveystieteiden ja opettajien ajankäytön ja itseopiskelun tehokkuuden parantamisella tämä voidaan saavuttaa. Toinen pitkän aikavälin kehitystavoite on rohkaista muitakin tekemään opinnäytetyö animaatioita käyttämällä myös muista kuvantamisen tekniikoista.

Omat oppimistavoitteemme olivat mammografialaitteen toiminnan ja tekniikoiden ymmärtäminen. Tuotetta tehdessämme opimme myös animaatioiden tekemistä ja niiden käyttämistä havainnollistavana apuna. Välittömänä oppimistavoitteena oli myös opetella projektin suunnittelua, projektityöskentelyä, sekä niissä tarvittavaa yhteistyötä. Projektityöskentely oli pitkän aikavälin oppimistavoitteemme, sillä projektit työelämässä voivat olla minkälaisia tahansa. Opinnäytetyöstämme

saimme projektityöskentelyn perusosaamisen, jota voimme hyödyntää seuraavien projektien kokonaisuuksien hallinnassa ja toiminnan tehostamisessa.

2.2 Projektin vaiheet ja päätehtävät

Saimme aiheen Anja Henneriltä syksyllä 2016 ja aloitimme heti tietoperustan kirjoittamisen, joka oli projektimme ensimmäinen päätehtävä. Toisena päätehtävänä oli projektisuunnitelman kirjoittaminen. Kolmas päätehtävä oli animaatioiden suunnittelu ja tekeminen. Kolmanteen päätehtävään kuului myös animaatioiden ja videon tekemisessä tarvittavien ohjelmien etsiminen, sekä testaus soveltuisivatko ne projektiimme. Käytimme netistä löytyviä ilmaisohjelmia animaatioiden tekemiseen, videoimiseen ja editoimiseen. Animaatiot saimme valmiiksi huhtikuussa 2017. Aloitimme suunnitelman kirjoittamisen tammikuussa 2017 ja se oli valmis maaliskuussa. Maaliskuun lopussa 2017 myös esitimme suunnitelmamme Ebreastin projektiryhmälle, jolta saimme hyväksynnän työllemme. Neljäntenä päätehtävänä oli synopsiksen laadinta ja englanninkielisen kerronnan tekeminen. Kerronnan työstäminen aloitettiin helmikuussa 2017 ja se oli valmiina huhtikuussa. Viides päätehtävä oli videon äänitys ja videointi tarvittavine editointeineen. Kuudes tehtävä oli laadun arviointi suunnitelmassa olevien laatukriteerien pohjalta ja tuotteen testaus loppukäyttäjällä. Laadun arviointia tehtiin näyttämällä tietoperusta ja animaatiot niiden valmistuttua ensin opinnäytetyömme ohjaajille, jotka tarkastivat ne. Synopsiksen lähetimme tarkastettavaksi myös Ebreastin projektiryhmän englanninkielisen asiantuntijalle. Ensimmäisen testiversioon saimme valmiiksi toukokuussa. Ensimmäisessä versiossa toimimme molemmat vuorotellen kertojina ja kurssikavereidemme palautteen mukaan kertojan vaihtuminen häiritsi keskittymistä, joten äänitimme videon uudestaan. Rad16 ryhmä arvioi tuotteemme uudelleen, joiden kommenttien perusteella teimme vielä tarvittavia muutoksia. Lopullinen tuotteemme valmistui syksyllä 2017. Seitsemäs päätehtävä oli raportin kirjoittaminen. Projektin vaiheet ja päätehtävät on esitelty taulukossa 1.

TAULUKKO 1. Projektin päätehtävät.

Päätehtävä	Aloitus	Tehtynä
1. Tietoperusta	Syksyllä 2016	Maaliskuu 2017
2. Projektisuunnitelma	Syksyllä 2016	Huhtikuu 2017
3. Animaatioiden suunnittelu ja tekeminen	Syksyllä 2016	Huhtikuu 2017
4. Synopsis ja englanninkielinen kerronta	Helmikuu 2017	Huhtikuu 2017
5. Videon tekeminen	Huhtikuu 2017	Syksy 2017
6. Laadun arvionti ja tuotteen testaus	Kevät 2017	Syksy 2017
7. Raportti	Kevät 2017	Syksy 2017

2.3 Projektioorganisaatio

Projektilla tulee olla selkeä organisaatio, jossa osapuolten roolit ja vastuut on selvästi määritelty. Yleensä projektioorganisaatio koostuu ohjausryhmästä, varsinaisesta projektioorganisaatiosta ja yhteistyökumppaneista. (Silfverberg 2007, 50.) Projektiryhmään kuului Uutela Janne ja Petri Matturi. Projektipäällikköä meillä ei erikseen ollut vaan teimme päätökset yhdessä. Ohjausryhmänä toimivat Anja Henner ja Karoliina Paalimäki-Paakki, asiantuntijoina Ebreastin projektiryhmä. Vertaisarvioijina toimivat Sari Järvenpää ja Emilia Kentta.

2.4 Kohderyhmä ja hyödynsaajat

Projektin kohderyhmä on sama kuin Ebreast-hankkeen kohderyhmä eli terveysalan työntekijät, opettajat ja oppilaat. Ebreast-hankkeessa tuotettu oppimateriaali mammografialaitteen toiminnasta kokoaa perustiedon yhteen paikkaan kohderyhmän käyttöön. Tuotteemme avulla terveysalan työntekijät voivat päivittää tietojaan laitteen toiminnasta. Opettajat voivat ohjata oppilaat tuottamamme materiaalin pariin, jolloin opettajien aikaa vapautuu muuhun opetukseen. Kohderyhmän ajankäyttö tehostuu, kun tarvittava tieto on koottu selkeään ja lyhyeen animaatioilla havainnollistettuun pakettiin. Yhdessä Ebreast-hankkeen muiden tuotosten avulla terveydenhuoltohenkilökunnan osaaminen rintasyövän aikaisen havaitsemisen kannalta paranee, jolloin hyödynsaajina ovat myös potilaat.

3 TEKNIIKAN NOPEA KEHITYS HYVÄN MAMMOGRAFIAOSAAMISEN HAASTEENA

Vuonna 2014 rintasyöpään sairastui 5008 suomalaisnaista ja se onkin naisten yleisin syöpä, joka alkaa yleistyä vaihdevuosi-iässä ja keski-ikä sairastuessa on noin 60 vuotta. Rintasyöpään sairastuu myös nuoria naisia ja vuonna 2014 se todettiin 54 alle 40-vuotiaalla naisella. Rintasyövän esiintyminen on yleistynyt, mutta taudin ennuste on parantunut aikaisemman toteamisen ja tehokkaampien hoitomenetelmien ansiosta. Suomessa rintasyöpään sairastuneiden naisten viiden vuoden elossaololuku vuosina 2011-2013 oli 91 prosenttia. Rintasyöpää, joka on lähettänyt etäpesäkkeitä muualle elimistöön ei nykykeinoin pystytä parantamaan. (Vehmanen 2017, viitattu 26.4.2017.) Rintojen kuvaamista röntgensäteillä sanotaan mammografiaksi, joka suoritetaan aina, kun rinnassa havaitaan epäilyttävä kyhmy. Varhaisessa vaiheessa havaituissa rintasyövissä hoidon tulos on parempi kuin myöhään havaituissa. (Mustajoki & Kaukua 2008, viitattu 26.4.2017.)

3.1 Mammografiatutkimusten historiaa

Vuonna 1913 kirurgi Albert Salomon julkaisi tutkimuksen, jossa hän osoitti syövän leviämisen rinnoista kainalon imusolmukkeisiin. Tutkimuksen hän suoritti ottamalla röntgenkuvia rinnanpoistoleikkauksessa poistetuista rinnoista. Vuonna 1930 radiologi Stafford L. Warren ilmoitti kuvanneensa 119 potilasta, rintasyöpäepäilyn takia. Näistä 119 potilaasta vain alle kymmenen tapaus tulkittiin väärin. Vuonna 1949 Raul Leborgne ilmoitti huomanneensa mikrokalkkien ja rintasyövän yhteyden ja myöhemmissä artikkeleissaan kertoi rinnan kompression merkityksestä mammografian kuvanlaadun parantamisessa. Vuonna 1960 Robert L. Egan raportoi erinomaisista tuloksista, joita hän oli saavuttanut uudella tekniikalla kuvattaessa. Uudessa tekniikassa hyödynnettiin matalaa jännitettä, korkeaa virtaa ja tulokset olivat helposti toistettavissa. Vuonna 1966 kehitettiin ensimmäinen pelkästään mammografialle omistettu röntgenlaitte. Tässä laitteessa oli molybdeeni anodi, kun esimerkiksi tavallisessa röntgenputkessa käytettiin volframia. Laitteessa oli 0,7mm fokuskoko ja rinnanpuristusmekanismi. (Gold, R., Bassett, L. & Widoff, B. 1990, 1111-1122.)

3.2 Filmikuvauksesta kohti digitaalista kuvantamista

1960-luvulla mammografiat tehtiin tavallisella röntgenputkella ilman kompressiota. Kuvien ottamisessa käytettiin samantapaista filmiä kuin thorax kuvauksissa ja tällä menetelmällä saaduissa kuvissa oli matala kontrasti. Seuraavalla vuosikymmenellä filmi-vahvistuslevy toi merkittäviä edistysaskelia mammografiaan nopeuttamalla kuvausta ja vähentämällä potilaan annosta. Filmi-vahvistuslevyjen kehittyminen 1980- ja 1990-luvulla paransivat kuvanlaatua entisestään. (Joe 2015, 20.) Filmi-vahvistuslevyt mammografiassa olivat 1-emulsio filmejä, jossa kasetin takakannessa on hidas vahvistuslevy. Vaikka filmi-vahvistuslevyt olivat perinteistä filmiä nopeampia, täytyi ne silti vielä kehittää ennen kuin niistä voitiin mitään nähdä, joten niillä kuvaaminen oli hitaampaa kuin esimerkiksi nykyaikaisilla kuvalevyillä. (Jauhiainen 2003, 28-29, viitattu 19.11.2017.)

Digitaalinen röntgenkuvaus sai alkunsa 1980-luvulla kuvalevyjen ilmestyessä markkinoille. Kuvalevyjen käyttöönottoa hidastivat aluksi niiden hitaus ja rajoitteet kuvanlaadussa, mutta 1990-luvulla kuvalevyjen rutiininomainen käyttö alkoi yleistyä. (Matikka 2013, 58.) Mammografiaan kuvalevyjen kuvanlaatu riitti vasta 2000-luvun alkupuolella (ks. Pirinen 2010, 95). Suomessa 2000-luvun alkupuolella alkoi tulla käyttöpaikkoja, joissa kokeiltiin kuvalevytekniikan soveltumista mammografiaan filmi-vahvistuslevyjen sijaan. Aluksi kuvanlaatu koettiin filmi-vahvistuslevyihin verrattuna heikommaksi. Vuosien saatossa ja tekniikan kehittyessä mammografiassa siirryttiin yhä enemmän kuvalevyjen käyttöön. 2000-luvun alussa ensimmäiset suoradigitaaliset taulukuvailmaisimet tulivat kliiniseen käyttöön luustokuvauksissa. Suomessa ensimmäiset suoradigitaaliset laitteet mammografiakuvauksissa otettiin käyttöön vuonna 2006. (Pirinen 2010, 95-96.) Digitaalinen röntgenkuvaus voidaan jakaa ilmaisintekniikan perusteella kahteen luokkaan: Kuvalevyillä tuotettuihin computed radiography eli CR ja taulukuvailmaisimilla digital radiography eli DR. Taulukuvailmaisimet voidaan edelleen jaotella kahteen luokkaan, sen perusteella muutetaanko säteily suoraan sähköiseksi signaaliksi vai syntyykö signaali epäsuorasti. (Matikka 2013, 58.)

Nykypäivänä digitaalisella mammografialla saadaan parempilaatuisia kuvia paremmalla kontrastilla verrattuna analogiseen filmikuvaukseen. Digitaalisen kuvauksen etuna on myös pienempi säteilyannos. Uutta teknologiaa mammografiassa on rintojen tomosynteesi eli leikekuvaus, jossa rintoista otetaan useita matala-annosprojektioita. Tomosynteesin on todettu vähentävän vääriä positiivisia löydöksiä ja parantavan syövän havaitsemista. (Joe 2015, 20.)

Ilmaisintekniikoita vertaillaan yleisesti käyttämällä suuretta DQE, detective quantum efficiency eli kvanttiefektiivisyys. DQE kuvaa miten tehokkaasti ilmaisin muuttaa sille tulevan säteilyn käyttökelpoiseksi signaaliksi. Markkinoilla olevien natiivikuvauskäyttöön tarkoitettujen taulukuvailmaisimien DQE:t ovat tällähetkellä välillä 65-75%. Kuvalevyillä materiaalista ja lukutekniikasta riippuen 30-60%. Tämä tarkoittaa, että siirryttäessä kuvalevytekniikasta suoradigitaaliseen kuvaukseen, kuvauksessa käytettävää säteilyn määrää voidaan pienentää n. 30–50 % kuvanlaadun kärsimättä. Filmikuvaukseen verrattuna digitaalisen natiivikuvauksen etuja ovat vaivaton ja nopea kuvanmuodostus, kuvansiirron ja käsittelyn helppous, sekä tasainen kuvanlaatu. Digitaalisten ilmaisimien laajempi dynamiikka on myös oleellinen ero. Digitaalisten reseptoreiden dynamiikka on luokkaa 1:10000 ja filmeillä se on noin 1:30. (Matikka 2013, 58-59.)

3.3 Laitetekniikkojen tuntemus

Digitaalisen kuvantamistekniikan syrjäyttäessä analogista filmi-vahvistuslevytekniikkaa odotuksena on ollut pienempi säteilyannos. Digitaalisessa kuvantamisessa ei ole samalla tavoin mahdollista silmämääräisesti kuvasta arvioida onko kuvaus suoritettu parhaalla mahdollisella tavalla verrattuna filmikuvaukseen. Digitaalisen kuvauksen laaja dynamiikka mahdollistaa tasaisen kuvanlaadun, vaikka olisi tapahtunut ali- tai ylivalottumista. Alivaloituneet kuvat voidaan tunnistaa kohinan määrästä, mutta ylivaloituneet kuvat voivat helposti jäädä huomaamatta. Ylivaloituneessa kuvassa on vain vähän kohinaa ja se näyttää onnistuneelta. Kuva jonka saamiseksi on käytetty 5-10 kertainen säteilyannos verrattuna normaaliin näyttää päällisin puolin oikein otetulta digitaalisilla detektoreilla. Annosindikaattorin puuttuminen tai ymmärtämättömyys sen toiminnasta voi johtaa tarpeettomaan säteilyannokseen. Annosindikaattorin avulla röntgenhoitaja voi seurata detektorille saapuvan säteilyn määrää ja saada tietoa kuvanlaadusta. Valitettavasti jokaisella laitevalmistajalla on omat arvonsa ja menetelmänsä annosindikaattoreille. (Seibert & Morin 2011, 573-581.)

Kodakilla on käytössä EI arvo exposure index logaritminen järjestelmä, jossa EI arvon kasvaminen 300 tarkoittaa, että säteilyn määrä on kaksinkertaistunut. Agfalla on käytössä annosindikaattori IgM, joka on logaritminen. Annosindikaattorilukeman kasvaessa 0,301 verran on säteilyn määrä kuvalevyllä kaksinkertaistunut. (AAPM 2009, viitattu 25.8.2017.) Philipsin EI arvo on lineaarinen, jossa säteilyn määrä kasvaa mitä pienemmäksi EI arvo käy. Siemens käyttää annosindikaattoria EXI, joka on lineaarinen ja säteilyn määrän kasvaessa myös indikaattorin arvo kasvaa. Laitevalmistajat ilmoittavat annosindikaattoreiden arvot eritavoin, mutta myös tapa millä heidän laitteensa laskevat

arvot voivat perustua erilaiselle matemaattiselle pohjalle. Vuonna 2009 International Electrotechnical Commission IEC ja American Association of Physicists in Medicine AAPM asettivat kansainvälisen standardin annosindikaattoreille yhteistyössä laitevalmistajien kanssa selkeyttämään tilannetta ja luodakseen yhtenäiset käytännöt. (Mothiram, Brennan, Lewis, Moran & Robinson 2014, 112-118.)

Röntgenhoitajan täytyy noudattaa ALARA periaatetta säteilyn käytössä. Diagnostinen kuva on pyrittävä saamaan mahdollisimman pienellä annoksella. Digitaalisten laitteiden kuvankäsittelyominaisuudet saattavat johtaa siihen, että säteilyn käyttöön ei enää kiinnitetä niin paljon huomiota ja annokset lähtevät hiljalleen kasvamaan ns. ”dose creep.” Dose creepin estämiseksi röntgenhoitajan on tunnettava käytössä olevan laitteen annosindikaattorin toiminta ja viitearvot. (Hermann, Fauber, Gill, Hoffman, Orth, Peterson, Prouty, Woodward & Odle 2012, 1,13.)

Kuvanlaatu on oleellinen tekijä rintasyövän havaitsemisessa ja kuvanlaatuun on kiinnitettävä riittävästi huomiota. Laadunvarmistuksella voidaan havaita sekä laitteistosta johtuva kuvanlaadun heikkeneminen, että kuvaajasta johtuva. Hukkakuva-analyysi on helppo laadunvarmistuksen keino seurata kuvaajasta johtuvaa kuvanlaatua. Hukkakuvan syynä voi olla esimerkiksi asettelu, liike, artefakta, epäsopeva valotus tai laitehäiriö. Hukkakuvien määrän tulisi pysyä alle 3% otetuista kuvista. Jos hukkakuvien määrä on suurempi olisi mietittävä, onko henkilökunnan koulutukseen panostettu riittävästi vai johtuuko hukkakuvien määrä jostain muusta syystä. Suuri hukkakuvien määrä aiheuttaa ylimääräistä säteilyaltistusta potilaille. Liian alhainen hukkakuvien määrä taas voi viitata siihen, että hyväksytään huonompilaatuisia kuvia, mikä taas vaikuttaa rintasyövän havaitsemiseen. (Mercieca, Portelli & Jadva-Patel 2017, viitattu 24.8.2017.)

3.4 Perehdyttämällä parannetaan osaamista ja laatua

Röntgenkuvaukseen käytettävä tekniikka on muuttunut monimutkaisemmaksi ja nykyaikaisten kuvauslaitteiden ja kuvankäsittelyn hallitseminen on haaste laitteistoa käyttävälle röntgenhoitajalle. Vaarana on, että röntgenhoitajan ammattitaito ja ydinosaaminen hautautuvat näennäisen helppokäyttöisen ja automaattisen laitetekniikan alle. Tällöin myös tekniikan tarjoamat mahdollisuudet annoksen ja kuvanlaadun optimoinnissa voivat osittain jäädä hyödyntämättä. Nykyaikaisessa natiivi kuvantamisessa on tärkeää kiinnittää huomiota käyttäjien riittävään perehdytykseen ja tietojen päivittämiseen. (Matikka 2013, 59.)

Työnantajan velvollisuuksiin kuuluu työntekijän perehdytys. Työntekijä on perehdytettävä työssä käytettävien laitteiden oikeaan käyttöön ja turvallisiin työtapoihin erityisesti ennen uuden työn aloittamista, sekä ennen uusien välineiden tai menetelmien käyttöön ottamista. (Työturvallisuuslaki 738/2002, 14§.) Säteilyn käyttäjät on perehdytettävä säteilyturvalliseen työskentelyyn ja turvallisuuden kannalta laitteen optimaaliseen käyttöön. Laitetoimittajan antama käyttökoulutus on olennainen osa tätä perehdytystä. Uusien tutkimus- ja hoitomenetelmien käyttöönotossa, sekä ohjelmistomuutosten tai muiden merkittävien muutosten jälkeen on järjestettävä tarvittava säteilysuojelun täydennyskoulutus. (Säteilysuojelukoulutus terveydenhuollossa 2012, 2.) Tämän päivän haasteena on röntgenhoitajan työn muuttuminen asteittain vaativammaksi tehtäväsiirtojen, informaatioteknologian ja kehittyvien kuvantamismenetelmien seurauksena. Nopean kehityksen vuoksi uusien röntgenhoitajien perehdytys ja hiljaisen tiedon siirto ovat oleellinen osa päivittäistä työtä. Erityisosaamisen siirto ikääntyviltä osaajilta vastavalmistuneille on selkeä haaste. (Luotolinna-Lybeck 2011, 70.) Henkilöstön kehittämisessä perehdytys ja työnopastus ovat tärkeässä asemassa. Perehdyttäminen ja työnopastus ovat investointeja, jolla lisätään henkilöstön osaamista, parannetaan laatua ja työssäjaksamista. Kyseessä on jatkuva tapahtuma, jota on kehitettävä henkilöstön ja työpaikan tarpeiden mukaan. (Penttinen & Mäntynen 2009, 2.)

4 VIDEON JA ANIMAATIOIDEN KÄYTTÖ OPETUKSESSA

Digitaalisten laitteiden ja sovellusten käyttö opetuksessa on lisääntynyt ja on joissakin kouluissa jopa runsasta. Digitaalinen teknologia ei kuitenkaan ole yksiselitteisesti levinnyt opetukseen laajasti ja tasaisesti. E-oppimateriaalia on tuotettu jo vuosia, mutta e-oppimateriaalin puute on yhä ongelma tietotekniikan opetuskäytössä. Verkko tarjoaa runsaasti erilaista opetukseen soveltuvaa aineistoa, mutta harvalla opettajalla on aikaa etsiä suuresta ja sekalaisesta määrästä omaa opetusta palvelevaa aineistoa. Todellisen oppimateriaalin puutteen ohella ongelma on myös käyttökelpoisen materiaalin löytämisessä. (Ilomäki 2012, 7.) Suunnittelemalla materiaali tarkasti palvelemaan kohdeyleisöä ja tuottamalla materiaali Ebreast-hankkeen alle saamme käyttökelpoista opetusta palvelevaa materiaalia paikkaan mistä se on helposti kohdeyleisön löydettävissä.

4.1 Videon hyödyt erilaisissa oppimistyyeissä

Videot ovat erityisen hyödyllisiä monivaiheisten tapahtumien esittämiseen, joita pelkällä tekstillä olisi hankala kuvailla. Monivaiheisen tapahtuman selittäminen voi vaatia paljon tekstiä ja on ajankäytöllisesti epätaloudellinen, kun sama tieto saatetaan saada käyttämällä yksinkertaisia kuvia. Kuviiin verrattuna videot voivat taas olla vieläkin tehokkaampi keino asian selittämisessä. Videoilla voidaan luoda oppimistilanne, jossa sama asia opetetaan kolmea eri kanavaa käyttäen samaan aikaan kuvin, äänen ja tekstin avulla. Tiedon vastaanotto ja muistaminen tehostuvat, kun oppiminen tapahtuu äänen, kuvan ja tekstin avulla päällekkäin ja toisiaan täydentäen. (Premkumar, Cowie, Coupal & Boechler 2013, 465-466.) Ihmisten tapa ottaa tietoa vastaan vaihtelee yksilöllisesti. Visuaalinen oppija oppii asiat näkemällä. Audiitiivinen oppimistyyli tarkoittaa, että henkilö oppii asioita kuulemalla ja kinesteettinen oppimistyyli, että henkilö oppii asioita parhaiten tekemällä. Useimmat ihmiset oppivat kuitenkin monella tavalla, mutta jokin oppimistapa voi olla toista hallitsevampi. (Laine, Ruishalme, Salervo, Sivén & Välimäki 2009, 18-21.)

4.2 Verkkomateriaalin käyttö itseohjautuvassa oppimisessa

Teknologia on tullut opiskelijan itseohjautuvan oppimisen avuksi ja monimuotoisten oppimismenetelmien yleistyessä itseohjautuva oppiminen on tullut jopa vaatimukseksi (Kauppila 2003, 82). Oppimiselle suotuisista ympäristöistä tärkeitä ovat opiskelijan henkinen ja ruumiillinen vireystila. Otol-lisen ajan ja paikan tarvetta monesti ylikorostetaan (ks. Vakkuri 1998.) ja usein tarjoutuukin lyhyitä tilaisuuksia, jolloin opiskelu on mahdollista (esimerkiksi odotushetket, hyppytunnit tai junamatkat). Ajankäytöllisesti yleinen ohje onkin jaksottaa oppiminen lyhyisiin 30min jaksoihin, joka on ideaali-nen uuden oppimisessa. (Vakkuri 1998, 33.) Youtubeen ladatut videomateriaalit ovat helposti kaik-kien saatavilla nykyisillä älylaitteilla melkein missä paikassa tahansa. Motivoitunut opiskelija voi tehostaa ajankäyttöään helposti esimerkiksi kotimatalla linja-autossa. Videomateriaalilla on mah-dollista saada iso määrä tietoa sisällytettyä lyhyeen pätkään, sekä helppo havainnollistaa käsitel-tävää asiaa.

Pelkän videon avulla tehty materiaali mammografialaitteen toiminnasta olisi jäänyt oppimisen kan-nalta ohkaiseksi. Animaatioita käyttämällä voidaan esittää kaikki mitä videokamerallakin esimer-kiksi rinnan puristus ja laitteen yleisrakenne. Animaatioiden käytöllä voimme havainnollistaa lait-teen toimintaa ja siihen liittyviä fysiikan ilmiöitä yksityiskohtaisemmin kuten esimerkiksi elektronien tai röntgensäteiden liikettä ja vuorovaikutuksia.

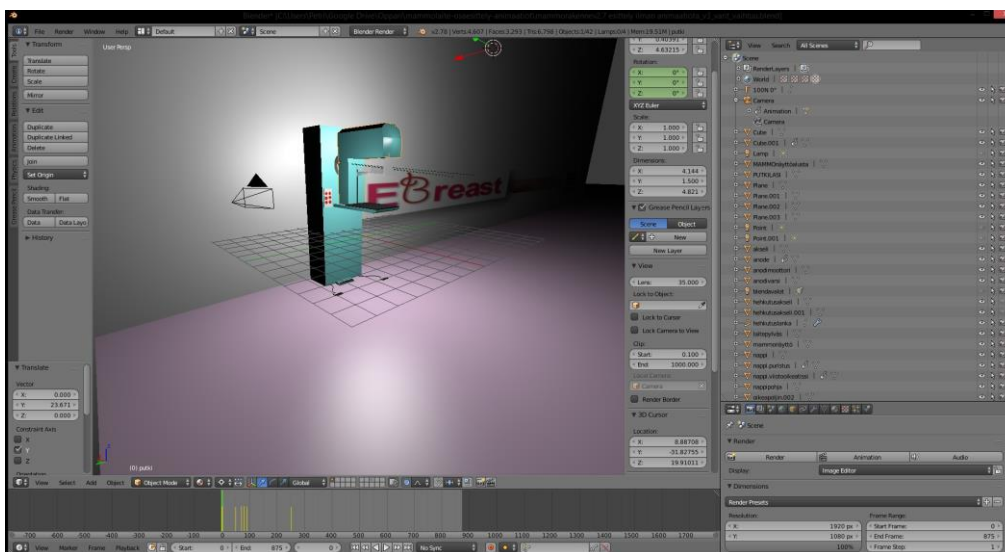
Digitaalisen ajan opiskelija haluaa oppia tavalla, joka on aktiivinen, sosiaalinen, osallistava ja että oppimista tuetaan monipuolisella medially. Verkkomateriaalin tuottaminen ja jakelukanavat lisään-tyvät jatkuvasti ja opetuslaitoksilla onkin edessään jatkuvasti lisää mahdollisuuksia integroida so-siaalista mediaa ja teknologiaa opetukseen ja oppimiseen. Huolellisella strategialla toteutettuna ja suunniteltuna teknologialla voidaan saada aikaan ja ylläpitää keskustelua, sekä yhteistoiminnalli-sesti tuottaa sisältöä ja materiaalia. (McLoughlin & Lee 2010, 29.)

5 PROJEKTIN TOTEUTUS

5.1 Videon suunnittelu ja toteutus

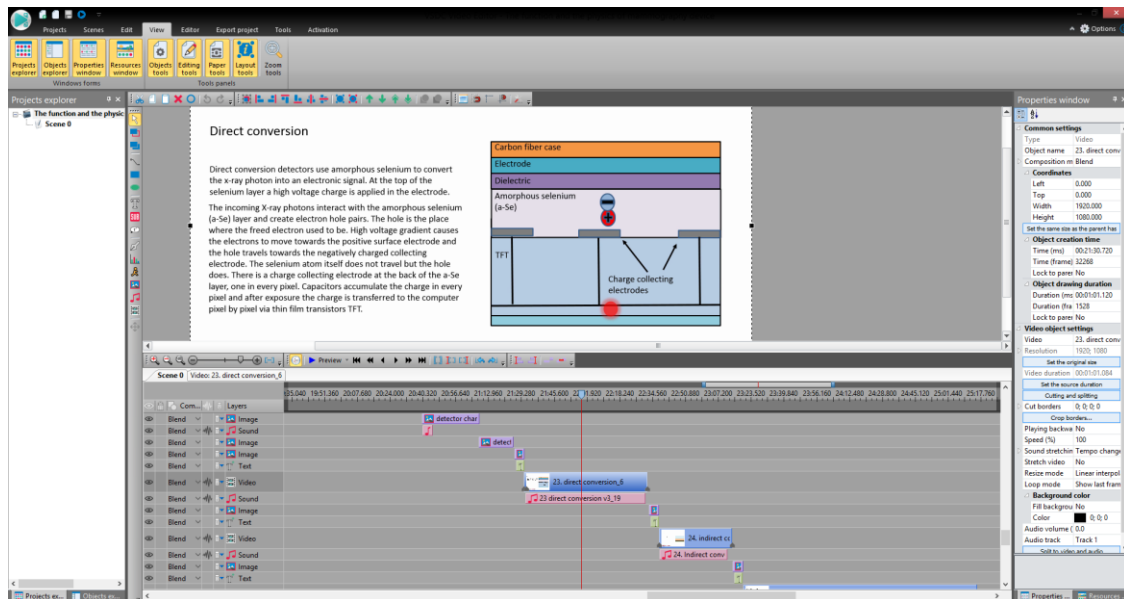
Jos päätös tuotekehitysprosessin tuotteesta ja sen ominaisuuksista on tehty jo alkuvaiheessa, on pääpaino sen valmistamisessa. Tuotekehitysprosessissa voidaan erottaa viisi vaihetta, ongelmien tai kehittämistarpeen tunnistaminen, ideointi, luonnostelu, kehittäminen ja viimeistely. Vaiheesta toiseen siirtyminen ei tarkoita, että edellinen vaihe pitäisi saattaa loppuun. (Jämsä & Manninen 2000, 28.) Saimme aiheen projektillämme Anja Henneriltä Ebreast hankkeeseen, johon oli tarvetta sähköiselle materiaalille mammografialaitteen toiminnasta. Ensimmäinen vaihe projektissamme oli ideointi, koska tarve tuotteellemme oli jo selkeästi olemassa. Teimme nopeasti päätöksen, että haluamme tehdä aiheesta videon ja käyttää siinä apuna animaatioita saadaksemme tuotteesta mahdollisimman käyttäjystävällisen ja selkeän.

Tietoperustan ja suunnitelman kirjoittaminen aloitettiin välittömästi, kun idea videon tekemisestä oli saatu. Tietoperustan kirjoittamisen yhteydessä jatkoimme myös videossa tarvittavien animaatioiden ideointia ja luonnostelua. Animaatio-ohjelmiin perehtymisen, sekä animaatioiden tekemisen katsomme kuuluvan kehittämissämme vaiheeseen. Kehittämissämme vaiheessa aluksi testasimme useampaa animaatio-ohjelmaa mm. Tupi, Synfig, Blender ja Powerpoint animaatioita. Blender ja Powerpoint jäivät lopulta jäljelle testailujen jälkeen.



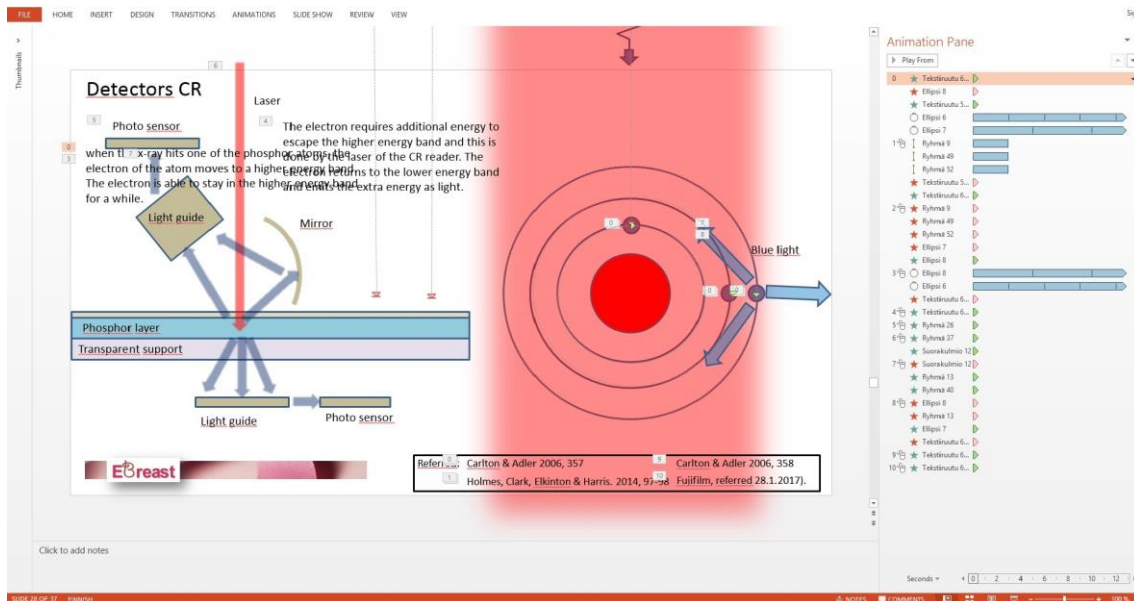
KUVIO 1. Kuvakaappaus Blender-ohjelmistosta.

Tarvitsimme 2D- ja 3D-animaatioita voidaksemme esittää videossa kaikki haluamamme asiat. Kehittelyvaiheeseen kuului myös videon tekemiseen vaadittavien muiden ohjelmien testaaminen. Tarvitsimme ohjelmat myös animaatioiden videointiin ja editointiin. Animaatioiden videoinnissa päädyimme Obs Studioon testailtuamme eri ohjelmia. Editointiin suunnittelimme käyttävämmä Windows Movie Makeria, mutta ohjelman tuki oli lopetettu, kun viimein pääsimme editointivaiheeseen. Editointiohjelmaksemme valikoitui lopulta videosoftdev.com eli VSDC.



Kuvio 2. Videoeditointia VSDC-ohjelmistolla.

Kaikki käyttämämme ohjelmat ovat ilmaisia ja ovat kaikkien käytettävissä. Videon kerronta äänitettiin Oulun ammattikorkeakoulun kulttuurialan yksikön laitteistolla. Kuviossa 1. Mammografialaitteen animointia Blender-ohjelmistolla. Kuviossa 3. 2D-animointia käyttäen Microsoft Powerpoint-ohjelmistoa.



KUVIO 3. Kuvakaappaus Powerpoint-ohjelmiston animoinnista.

Projektimme viimeistelyvaiheeseen kuului animaatioiden videointi ja editointi, jolloin myös liitimme äänittämämme kerronnan videoon. Teimme ensimmäisen testiversioiden, jota testasimme kurssikaverillamme. Kurssikaverillamme saamamme palautteen perusteella teimme vielä toisen version, joka lähetettiin Ebreastin projektiryhmälle ja se testattiin lisäksi tuotteen loppukäyttäjillä. Testin tulosten perusteella teimme vielä viimeiset korjaukset ennen kuin tuote ladattiin youtubeen. Videossa on asiasisällön lisäksi sisällysluettelo, viittaukset lähteisiin ja lähteet. Videon lopulliseksi pituudeksi tuli 30min. Projektimme vaiheet tapahtuivat osin päällekkäin painopisteen siirtyessä kohti viimeistelyvaihetta projektin edetessä. Hankkeen toteuttajan voi olla vaikeaa arvioida hankettaan tarpeeksi kriittisesti. Arvioinnilla voidaan vaikuttaa tuotteen kestävyteen, mutta se pitää tehdä siinä vaiheessa, että sen tuloksia ehditään hyödyntää ennen hankkeen loppuun saattamista. (Silfverberg 2004, 29.) Projektin aikana olemme saaneet palautetta ohjausryhmältä asiasisältöön liittyvissä asioissa. Englanninkieleen liittyvää palautetta olemme saaneet Ebreast-projektiryhmän englanninkielisen asiantuntijalta ja lisäksi olemme saaneet palautetta tuotteen loppukäyttäjiltä testiversioiden kautta. Kaikkien ryhmien antamien palautteiden perusteella olemme korjanneet ja parantaneet tuotettamme.

5.2 Tuotteen laatuvaatimukset

Laatuvaatimuksiin vaikuttaa käytetäänkö niitä kansainvälisellä, valtakunnallisella, paikallisella tasolla vai onko niiden käyttäjänä asiakas. Laatuvaatimusten tulee kuvata sitä mitä on tarkoitettu

ja mittausmenetelmän tulee olla pätevä. Laatuksiteerien tulisi pohjautua tutkittuun tietoon tai asiantuntijoiden kokemukseen. Laatuksiteerin pitää olla herkkä, jolloin hyvä laatu voidaan erottaa huonosta. (Idänpää-Heikkilä, Outinen, Nordblad, Päivärinta & Mäkelä 2000, 14.)

Pedagogisesti oppimateriaalin tiedon on oltava oikeellista ja ajantasaista. Oppimateriaalin tietoa ei ole vääristely ja siinä on lähde mainittu. Tieto on esitettävä liikaa yksinkertaistamatta, ettei sen ymmärtäminen aidossa asiayhteydessä hankaloidu. Laadukkaassa oppimateriaalissa siinä käsiteltävät asiat eivät ole pelkän otsikon varassa vaan materiaalista ilmenee jo etukäteen, minkälaisia asioita siinä käsitellään. Oppimateriaalin käytettävyydellä ja esteettömyydellä varmistetaan, että oppimateriaali on helposti löydettävissä ja kaikkien käytettävissä, sekä on yhteensopiva erilaisten oppimisolustojen kanssa. Oppimismateriaali on teknisesti toimintavakaa myös kovan käytön alla. (Opetushallitus 2006, 15-24.) Verkko-oppimismateriaalia tuottaessa on arvioitava tietoa ja taustaa, josta tieto on lähtöisin, sekä otettava huomioon erilaiset tulkinnat. Tietoa ei tarkastella erillisenä vaan suhteessa tiedon taustaan ja kontekstiin. Erilaiset tiedonlähteet ja niiden keskinäiset suhteet on myös osattava ottaa huomioon. (Ilomäki 2012, 44.) Tarkoitus on antaa kokonaiskuva mammografialaitteen toiminnasta. Videolla käsittelemme asioita pintaa syvemältä, mutta aivan pienimpiin yksityiskohtiin ei ole tarkoitus pureutua. Ensimmäisenä ja tärkeimpänä laatuksiteerinä meillä oli, että asiat joita videossa käsitelimme ovat paikkaansa pitäviä, sekä ajan tasalla ja että olemme tulkinneet lukemamme tiedon oikein tekemiimme animaatioihin. Opinnäytetyömme ohjaajat ja Ebreast-projektiryhmä ovat tarkastaneet tuotteen.

Koska video tehtiin englanniksi ja kyseessä on kansainvälinen hanke, niin kielellisen ilmaisun laatuun pitää kiinnittää sen verran huomiota, että se on riittävän selkeää (Ks. Idänpää-Heikkilä ym. 2000, 14). Ebreast-projektiryhmän englanninkielen asiantuntija tarkisti tuotteen kirjallisen kielen ennen äänitystä ja testiversiosta myös puhutun englanninkielen. Mikrofonin ja äänityksen laatu on tärkeää, sillä olemme huomanneet, että huonolaatuisella mikrofonilla tehdyt äänitykset antavat videosta huonon ensivaikutelman ja häiritsevät katsojan keskittymistä, vaikka itse videon asia olisikin mielenkiintoinen. Huonolaatuinen äänitys laskee dramaattisesti tuotteen laatua ja arvoa, vaikka tuote olisikin visuaalisesti korkealaatuinen esitys. (Pappas 2014, viitattu 8.2.2018). Äänitys tehtiin Oulun ammattikorkeakoulun kulttuurialan yksikön laitteistolla. Laatu arvioitiin riittäväksi itsearviointina ja varmistettiin kyselyssä loppukäyttäjiltä.

Laatu voi koostua mitattavista ominaisuuksista, mutta siihen liittyy myös vaikeasti määriteltävissä ja mitattavissa olevia subjektiivisia piirteitä. Laatu voi olla asiakkaan kokemus laadusta, mutta myös

sosiaali- ja terveydenhuollon ammattilaisten määrittelemää ammatillista ja tieteellistä laatua. (Idänpää-Heikkilä ym. 2000, 12.) Laatuksiterimme olivat subjektiivisia ja niiden suora mittaaminen siten vaikeaa, niin tuotteen laadun selvittämiseksi tuote oli testattava loppukäyttäjillä.

Esitestausta kannattaa tehdä sellaisille loppukäyttäjille, jotka eivät vielä ole tutustunut tuotteeseen. Palautteen antamisessa helpottaa, jos tuotetta voi verrata entiseen tuotteeseen tai tuotetta verrataan tilanteeseen, jossa vastaavaa tuotetta ei ole lainkaan. (Jamsä & Manninen 2000, 80.) Projektissa on tehty arviointilomake, jolla arvioidaan kaikki materiaalit. Arviointilomake kattaa laatimamme laatuksiterit. Tuotteen laatuksiterit käydään läpi taulukossa 2.

TAULUKKO 2. Laatuksiterit.

Laatuvaatimus	Sisältö	Laadun kontrollointi
Pedagoginen laatu	-Sisällön oikeellisuus. - Ajantasalla oleva sisältö. - Tiedon riittävyys ja selkeys -Lähteet -Videosisällysluettelo tuotteessa käsiteltävistä asioista.	-Opinnäytetyön ohjaajat tarkistivat tuotteen useaan otteeseen projektin edetessä. -Ebreast-projektiryhmä tarkisti tuotteen testiversiön.
Kielellinen ilmaisu	-Videolla puhuttava englanti ja asiat ovat ymmärrettäviä.	-Kirjallisen materiaalin tarkastus ennen äänitystä asiantuntijalla. -Äänitetyn tuotteen arviointi asiantuntijalla.
Äänityksen laatu	-Vähäkohinainen ja riittävän kirkas ääni.	-Äänitys Oulun ammattikorkeakoulun kulttuurialan yksikössä. -Itsearviointi -Loppukäyttäjien palautteet
Käytettävyys ja esteettömyys	-Tuote helposti löydettävissä ja kaikkien käytettävissä. Yhteensopiva erilaisten oppimislustojen kanssa, sekä teknisesti toimintavakaa.	-Tuotteen lataaminen Youtubeen.
Tuotteen testaus	-Tuote testataan kohderyhmällä, joka saa täytettäväkseen arviointilomakkeen.	-Palautteen arviointi ja tarvittavat toimenpiteet.

5.3 Kustannusarvio, resurssit ja tekijänoikeudet

Projektin kuluista vastasimme itse. Oulun ammattikorkeakoulu rahoitti ohjaajien ja asiantuntijoiden palkkiot, sekä tilojen käytöstä aiheutuneet kulut. Saimme kaiken tehtyä ilmaisohjelmilla, joten toteutuneet kulut olivat tietokoneohjelmistojen ostamiselle varattua summaa pienempiä kustannusarvioon nähden. Tekijänoikeudet kuuluvat opinnäytetyöntekijöille ja tilaajalle. Projektin suunnitellut ja toteutuneet kustannukset on esitetty taulukossa 3.

TAULUKKO 3. Projektin kustannukset.

	Suunniteltu	Toteutunut
Projektiryhmä	1000h/työ x 15,37e/h	1000h x15,37e
Janne Uutela	= 15370e	=15370e
Petri Matturi		
Ohjaajat		
Anja Henner	20e x 5h=100e	20e x 5h=100e
Karoliina Paalimäki-Paakki	20e x 5h=100e	20e x 5h=100e
	yhteensä= 200e	yhteensä=200e
Asiantuntijan konsultaatio	20e x 4h=80e	20e x 4h= 80e
Petrin matkakulut Jannen asunnolle	20 edestakaista matkaa a'7e=140e	20 x 7e=140e
Mahdolliset tietokoneohjelmistot	100e	0e
Äänityksestä aiheutuvat kulut	100e	100e
Yhteensä	15990e	15890e

6 PROJEKTIN ARVIONTI

6.1 Tuotteen laadun ja sisällön arviointi

Tuotteemme laatua arvioitiin useassa vaiheessa. Ohjausryhmä tarkasti tuotteen sisällön riittävyyttä, ajantasaisuutta ja oikeellisuutta projektin edetessä. Englanninkielen osalta Ebreast-projektiryhmän englanninkielen asiantuntija hoiti tarkastuksen. Ebreast-projektiryhmä myös tarkasti testiversioiden sisällön riittävyyden, ajantasaisuuden ja oikeellisuuden, sekä tuotteemme sopivuuden Ebreast-hankkeeseen. Käytettävyyden ja esteettömyyden kriteerit täyttyivät, kun tuote ladattiin youtubeen. Äänityksen laatu arvioitiin itsearviointina riittäväksi. Kustannusarvion onnistuminen on yksiselitteistä, projektin onnistumisen arvioiminen on osittain mielipidekysymys (Ruuska 2007, 277). Ebreast-hankkeen muissa projekteissa työskentelevät opiskelijat testasivat tuotteen. Tuote testattiin kaikkien laatimiemme laatukriteerien pohjalta. Äänenlaadun riittävyys myös varmistettiin testauksessa. Tuote testattiin loppukäyttäjillä ja heiltä saadun palautteen perusteella suoritettiin tarvittavat toimenpiteet.

6.1.1 Palautteet loppukäyttäjiltä esitestausten perusteella

Toisen vuosikurssin opiskelijoilta saatu palaute:

”Ääntäminen hieman rallienglantia. Ei sinänsä haitannut, mutta ääntämisessä hieman epärointiä, joka vähän loksautti korvaan. Puhujien välillä äänen voimakkuus vaihtui hieman niin se häytti. Tekstitykset oli hyvä lisä. Animointi laadukasta.”

”Tekstitykset on kyllä hyvä olla. Minun mielestä olisi selkeämpää jos puhuja olisi kokoajan sama, sillä äänenvoimakkuus ja puheen nopeus vaihtelee kuitenkin selvästi puhujien kesken. Mutta kaiken kaikkiaan hyvältä vaikuttaa.”

”Mieluummin sama puhuja koko esityksen ajan, koska puhujan vaihtuminen häiritsee hieman. Tekstitykset auttaa seuraamaan, vaikka puheesta saakin hyvin selvää. Mielenkiintoinen aihe, joka on hyvin selitetty.”

Toisen vuosikurssin opiskelijoilta saamamme palautteen perusteella äänitimme videon uudestaan käyttämällä vain yhtä kertojaa, jonka jälkeen video siirtyi ensimmäisen vuosikurssin ja Ebreast projektiryhmän arvioitavaksi.

Ensimmäisen vuosikurssin opiskelijoilta saatu palaute:

"Video oli tehty tarpeeksi selkeäksi, lukijan äänenkäyttö ja ääntäminen oli selkeää sekä mammografia-laitteen toimintaperiaate oli todella kattavasti esitetty. Lähdeviitteiden käyttö myös videolla oli todella hyvää. Videoon laitetut havainnollistavat kaaviot ja kuvat olivat hyvä lisä asian ymmärtämiseksi, mutta kuten myös PP-esityksissä, myös joissakin videon kohdissa oli ehkä hieman liikaa tekstiä yhteen "diiaan" omaan makuuni. Yleisesti ottaen kuitenkin taitavaa ja erittäin hyvää työtä."

"Video mammografialaitteen toiminnasta oli kaikenkaikkiaan oikein hyvä. Kuvat olivat hyvin havainnollisia ja selkeitä, puhe ei ollut liian nopeaa ja pidin siitä, että välillä puhetta tuki teksti. Itselläni on aina ollut vaikeuksia ymmärtää suomalaisten puhumaa englantia ja vaikka pojat puhuivat selkeästi ja hyvin, en kokoajan pysynyt kärryillä. Onneksi video on luonteeltaan sellainen, että sitä voi pausettaa ja kelata. Kaikki laitteeseen liittyvät asiat selitettiin alusta loppuun seikkaperäisesti ja opin uutta asiaa!"

"Pidin videon perusteellisesta asian läpikäynnistä, koska siitä sai oikeasti mammografia-laitteen toimintaperiaatteesta hyvin kiinni. Videon kuvat havainnoitsi asiat hyvin, vaikkakin esityksen toteutus suorakaiteina ja ympyröinä ei viihdyttävintä katseltavaa ollutkaan. Sain hyvin selvää puhutusta englannin kielisestä selostuksesta ja ymmärsin sen, vaikka joskus minun on vaikea seurata englanninkielistä luentoa. Suomalaisin korvin kuuntelee helpoiten suomalaisen puhumaa englantia. Videon ääni oli hyvin artikuloitua, että sen ymmärsi hyvin, mutta se ei ollut kuvailevaa ja innostavaa vaan enemmänkin suoraan paperista luetua."

Ebreast projektiryhmältä saadut palautteet:

"- Excellent video that covers the topic. A bit hard to read the small font text that there were a plenty of in one slide. Suggestion: Only main points to the slides, more in spoken. Needs language revision, something e.g. in the verbs."

“- The cathode should be before anode since the x-ray beam production starts here: before cathode should be generator.”

Rad16 ja Ebreast projektiryhmältä saadun palautteen perusteella teimme muutoksia videoon. Tekstin määrää määrää vähennettiin, asioiden esitysjärjestystä muutettiin ja englanninkielistä kerrota hiottiin.

Oma arvio tuotteesta:

Kaiken kaikkiaan olemme tyytyväisiä tuotteemme visuaaliseen- ja äänenlaatuun. Lisäksi koemme, että opettamamme sisältö on ajantasaista ja oikeaa. Mielestämme tuotetta voi hyödyntää opetuksessa oppimateriaalina.

6.2 Projektin aikataulun ja kustannusten arviointi

Opinnäytetyön suunnitelmassa teimme alustavan aikataulun ja kustannusarvion projektille. Suunnittelemamme aikataulu eri vaiheille oli vain suuntaa antava, mutta tärkeimpänä siinä oli takaraja projektin valmistumiselle, joka oli syksy 2017. Tietoperustan ja suunnitelman kirjoittaminen, sekä animaatioiden tekeminen etenivät aikataulun mukaisesti. Äänityksestä aiheutui pientä viivettä projektille, koska yhteyshenkilöä oli ajoittain hankala tavoittaa. Tuotteemme esitestauksesta aiheutui myös pientä viivettä, mutta sitä osasimme odottaa. Raportin saimme valmiiksi syksyllä 2017. Kustannusarviomme pitivät hyvin paikkaansa. Olimme varautuneet hankkimaan tietokoneohjelmistoja, jos jostain syystä emme olisi saaneet tuotetta valmiiksi ilmaisohjelmilla. Ohjelmistohankintoja ei tarvittu ja alitimme kustannusarvion ohjelmistojen hankintaan varatulla summalla.

6.3 Projektin ongelmien ja riskien arviointi

Menettely, jonka avulla projektin ongelmat tunnistetaan, analysoidaan ja ryhdytään tarvittaviin toimenpiteisiin, on riskien hallintaa. Riskien hallintaan kuuluu myös riskilistan laadinta, seuranta ja ylläpito. Suunnitelmia olisi tarvittaessa myös pystyttävä muuttamaan, sillä projekti ei aina etene suunnitelmien mukaan. (Ruuska 2007, 248-249.) Suurimpia riskejä projektissamme oli, että emme olisi osanneet tehdä animaatioita tai animaatioiden taso jota kykenemme tuottamaan ei olisi ollut riittävä. Tämän riskin ennaltaehkäisemiseksi harjoittelimme animaatioiden tekemistä ja perehdyimme muihinkin tarvittaviin ohjelmiin jo ennen suunnitelman tekemistä. Suunnitelman esityksessä saimme varmistuksen, että animaatiomme ovat riittävät Ebreast-hankkeeseen.

Projekti pysyi aikataulussa eikä mitään yllätyksiä sattunut. Tietoja myös säilytettiin useammassa paikassa laiterikkojen varalta. Taloudelliset riskit eivät toteutuneet, mutta suunnitelmassamme mainitun editointiohjelman tuki lopetettiin ennen kuin pääsimme editointivaiheeseen. Löysimmekin nopeasti korvaavan ilmaisohjelman. Mikrofonin löytyi Oulun ammattikorkeakoulun kulttuurialan yksiköstä, jossa teimme äänityksen. Lisäksi saimme käyttöömmä heidän äänityslaitteistonsa. Yhteensopivuusongelmia Youtubeen laittamamme videon kanssa ei tullut Ebreast-hankkeen sivujen kanssa. Projektin riskit käydään läpi taulukossa 4.

TAULUKKO 4. Projektin riskit.

Riski	Hallinta	Yhteenveto
Osaamisen rajoitteet animaatioiden ja videon tekemisessä	-Perehtyminen animaatioiden tekemiseen jo ennen suunnitelman tekoa. -Perehtyminen ja testaaminen videon tekemisessä tarvittaviin ohjelmiin jo ennen suunnitelman tekoa.	-Animaatiot olivat riittävän hyviä Ebreast-hankkeelle -Videon tekemisessä ei tullut yllätyksiä.
Aikataulujen pettäminen	-Pidimme tiedostojamme varmuuskopioituna useammassa paikassa laiterikkojen varalta. -Hyvissä ajoin aloitettu suunnittelu ja tekeminen.	-Pysyimme aikataulussa.
Tuotteen yhteensopivuus ongelmat Ebreast-hankkeen kanssa.	-Tuote ladataan Youtubeen.	-Yhteensopivuusongelmia ei ilmaantunut.
Taloudelliset riskit: -Tarpeeksi hyvää mikrofonia ei löydy ilmaiseksi. -Ohjelmistohankinnat	-Ilmaisohjelmien soveltuvuuden testaus. -Varauiduimme mikrofonin ja ohjelmistojen hankintaan tarvittaessa.	-Editointiohjelman tuki lopetettiin, mutta löysimme korvaavan ohjelman. -Saimme käyttömme mikrofonin. -Ohjelmistohankintoja ei tarvinnut tehdä, vaan saimme kaiken hoidettua ilmaisohjelmilla.

6.4 Projektityöskentelyn arviointi

Projektiryhmät jäsenten tulisi sujuvasti käyttää eri kommunikointi metodeja. Tapaamiset ovat yleensä tehokkain keino välittää tietoa, mutta jos kasvokkain tapaaminen ei ole mahdollista järjestää, voidaan kommunikointi hoitaa puhelimitse, sähköpostilla tai ääniviesteillä. (Caltrans 2007,26.) Projektityöskentelymme sujui pääosin suunnitelmien mukaan. Yhteistä aikaa ei harjoittelusta johtuen ollut niin paljon opinnäytetyön tekemiseen kuin olimme suunnitelleet. Ratkaisimme yhteisen ajan puuttumisen jakamalla opinnäytetyömme osa-alueita, jotta kumpikin pystyi itsenäisesti koko ajan työskentelemään ja projekti saattoi edetä tasaisesti eteenpäin. Aloitimme työme tekemisen onedrivessä, jotta näkisimme reaaliajassa toisen tekemät lisäykset, mutta onedrive ei toiminut riittävän hyvin, joten siirryimme sähköpostin edestakaiseen lähettelyyn. Hyvällä viestinnällä kumpikin meistä koko ajan tiesi mitä on jo tehty, mitä toinen on nyt tekemässä ja mitä vielä pitää tehdä. Viestinnässä käytimme puhelinkeskusteluja, sähköpostia ja tapaamisia kasvotusten. Keskustelumme kautta videomme sisältö kehittyi niin suunnittelu kuin toteutusvaiheessa. Yhteistyömme sujui koko projektin ajan hyvin ja parantui entisestään projektin edetessä.

Ohjausryhmän kanssa pidimme tapaamisia kasvotusten ja viestimme sähköpostin välityksellä. Heiltä saimme paljon rakentavaa palautetta kaikissa opinnäytetyön vaiheissa. Heiltä saamamme palautteen perusteella oli helppo tehdä korjauksia ja lähteä rakentamaan tuotetta haluttuun suuntaan. Testaajien palaute oli myös tärkeää, sillä sen pohjalta näimme, miten olimme onnistuneet tuotteen sisällön luomisessa.

7 POHDINTA

Opinnäytetyön aihetta valitessamme toiveenamme oli valmistaa tuote, joka olisi laadukas ja mielenkiintoinen opinnäytetyön tulos. Aiheen valintaamme vaikutti paljon oma kokemuksemme YouTube opetusvideoiden hyödyistä opiskelussa eri kursseilla, sekä tiedonhaun vaikeudesta röntgenhoitajan tutkinto-ohjelmassa. Monesti tieto on myös hajanaista ja hyvää tietopakettia on vaikea löytää yhdestä lähteestä. Päätimme jo projektin alussa, että tuotteemme tulee sisältämään animaatioita ja esittämään mammografialaitteen toimintaa ja teknologiaa opetusvideona. Opetusvideoiden pedagogisista hyödyistä on tehty useita tutkimuksia viime vuosikymmeninä. Interaktiivinen oppiminen, kuten esimerkiksi opetusvideo siirtää oppimisen tyypillisestä oppilas-opettaja keskeisestä oppimisesta oppilaskeskeiseen oppimiseen, joka mahdollistaa vahvemman oppimisen. video auttaa oppilasta keskittymään ja antaa myös kannustusta kertaamaan ja harjoittelemaan opittavaa asiaa. (Ruiz, Mintzer & Leipzig 2006, viitattu 7.1.2018.) Opetusvideoiden mahdollisia hyötyjä voi olla opiskelijan motivointi ja kannustus. Videot voivat myös edistää oppimista ja ymmärrystä. (Berk 2009, viitattu 7.9.2017.)

Valmistimme opetusvideon mammografialaitteen rakenteesta opiskelun ja työelämän tueksi. Mammografiaan opiskeltavia laiteteknisiä asioita on paljon, mutta lähiopetukseen käytettävät resurssit ovat hyvin rajalliset, joten opiskelijoilta vaaditaan itsenäistä opiskelua ja materiaaleihin perehtymistä oppimisen lisäämiseksi. 2000-luvulla videoiden käyttäminen itsenäisessä opiskelussa on lisääntynyt älypuhelimien, tietokoneiden ja opiskelutilojen ollessa kytkettynä internetiin. (Yousef, Chatti & Schroeder 2014, 122.)

Tavoitteena projektissa oli toteuttaa opetusvideo mammografialaitteen toiminnasta, laitetekniikasta ja siihen liittyvästä fysiikasta käyttämällä animaatioita, kuvia ja dialogia. Toiminnallisena tavoitteena projektissa oli, että tuotteen katsoja saisi yhdellä videolla perusymmärryksen mammografialaitteen toiminnasta, laitetekniikasta ja fysiikan perusteista. Kun tieto on kerätty yhteen videoon, myös tiedonhaku tehostuu ja oppiminen on tehokkaampaa. Oppimistavoitteena oli luoda laadukas tuote ja oppia samalla projektinhallintaa. Projekti tasapainoilee ajan, rahan ja laajuuden kolmiossa, jota kutsutaan myös rautakolmioksi. Kun muutat yhtä muuttujaa vaikuttaa se vähintään yhteen osaluueeseen. (Microsoft 2017, viitattu 7.9.2017.) Erittäin tärkeänä laatutavoitteena tuotteellamme oli se, että emme opeta väärää tietoa. Tämä varmistettiin sillä, että tietoperusta luotiin luotettavista lähteistä ja videolla oleva sisältö on tarkistettu asiantuntijoilla, sekä esitettävä usealla eri ryhmällä.

Tavoitteena meillä oli myös varmistaa, että tuotteessa oleva dialogi on äänenlaadultaan korkea. Korkea äänenlaatu tuo ammattimaisemman vaikutelman tuotteelle, sekä helpottaa katselijan oppimista. (ks. Pappas 2014.) Varmistaaksemme että äänitys on korkealaatuista, nauhoitimme tuotteen dialogit Oulun am-mattikorkeakoulun studiotiloissa kulttuurialan yksikössä, jossa oli ammattilaistason äänitysstudio ja ohjelmistot, jotka mahdollistivat korkealaatuisen äänityksen. Dialogi nauhoitettiin osa-alue kerrallaan ja lopuksi äänitykset editoitiin niin, että ne olisivat laadultaan mahdollisimman korkealaatuisia. Animaatiot luotiin niin, että monimutkaiset mammografiaa koskevat fyysiikan ja laitetekniset ominaisuudet olisivat mahdollisimman helposti ymmärrettäviä, eikä katselijalta vaadita aiempaa tietoa mammografia laitteen fysiikasta eikä laitetekniikasta. Varsinkin videolla näkyvät 2D-animaatiot on luotu niin, että ne tukevat dialogia ja esittävät monimutkaisia asioita samaan aikaan kun kertoja puhuu niistä, jotta oppiminen olisi mahdollisimman helppoa. (ks. Pappas 2014.)

Aikataulujen pitäminen projektissa osoittautui haastavaksi, sillä meillä ei ollut aiempaa kokemusta animaatioiden luomisesta. Tuotteeseen tarvittavien animaatioiden suunnittelu ja toteutus vei paljon aikaa. Erityisesti 3D-animaatioiden luominen oli haastavaa, koska meillä ei ollut aikaisempaa kokemusta siitä. Lisäksi animaatioiden luomiseen tarvittavan sopivan ilmaisohjelman etsiminen vei oletettua enemmän aikaa. Monet testaamamme ilmaisohjelmat olivat ominaisuuksiltaan rajallisia, näitä ohjelmia testatessa huomasimme, että kyseisillä ohjelmilla animaatioiden luominen oli käytännössä mahdotonta. Jos budjettimme ei olisi ollut näin tiukka, olisimme ostaneet lisenssin johonkin maksulliseen animaatio-ohjelmaan. Valitsimme ohjelmat siten, että niillä saimme tuotettua animaatioita, joihin olimme tyytyväisiä. Aikataulussa pysyttiin jakamalla työtehtäviä ja työpanosta lisäämällä. Keväällä 2017 projektin yhteydessä suoritettavat työharjoittelut toivat haastetta projektin aikataulutukseen. Lisäksi keväällä etsimme sopivaa ilmaista videoeditointiohjelmaa. Eri videoeditointiohjelmien testaamiseen kului huomattava määrä työtunteja, sillä jouduimme opettelemaan myös videon editointia, koska emme olleet kumpikaan ennen valmistaneet näin suurta videota. Yritimme pyytää myös koululta lisenssiä eri videoeditointiohjelmiin, mutta niitä ei ollut saatavilla kotikoneille käyttöön. Tuotteen valmistumista hidasti myös kummankin osapuolen kesätyöt ja kesälomat. Syksyllä jatkoimme tuotteen valmistamista nopeaan tahtiin ja saimme tuotteen toiseen esitestaukseen röntgenhoitajaopiskelijoille, jotka olivat suorittamassa mammografian opintojaksoa. Samanaikaisesti työ lähetettiin testattavaksi Ebreast-työryhmälle. Esitestausta hidasti syksyllä hitaasti kertynyt palaute videosta. Lisäksi se, että videolle ei ollut asetettu tarkkoja kriteerejä projektin alussa, aiheutti pientä sekaannusta projektiryhmässä. Vastoinikäymisistä huolimatta projekti toteutui kuitenkin suunnitellussa aikataulussa.

Projekti suoritettiin parityönä, joten yksitärkeistä tekijöistä projektin onnistumisen kannalta oli hyvä tiimityö. Yleisiä ongelmia ryhmätöissä on, että opiskelijoiden keskeinen kommunikaatio on heikkoa, ryhmänjäsenet eivät tuo ideoitaan selkeästi esille tai ryhmänjäsenet eivät panosta yhtä paljon projektiin. (The university of queensland Australia 2014, viitattu 13.9.17.) Yhteistyössämme ei ollut ongelmia koko projektin aikana, jaoimme tehtävät selkeästi projektiin ja pyrimme pysymään asettamissamme aikatauluissa. Pidimme myös toisemme ajantasalla projektia koskevissa asioissa.

Esitestausta ja esitestauksesta saatu palaute oli meille tärkeää tuotteen laadun varmistamiseksi. Saatujen palautteiden perusteella muokkasimme opetusvideota mahdollisimman laadukkaaksi. Testaus kannattaa koska monimutkaisia asioita ei voi täysin suunnitella etukäteen, testaus myös mahdollistaa tuotteen toimivuuden testauksen ennen laajaa käyttöön ottoa, kokeilu nopeuttaa myös kehitystä. (ks. Annala 2017, viitattu 27.9.17.)

Jatkokehitysideana tuotteeseen oli monivalintakysymyksiä, jolla katselija voisi varmistaa, että hän on oppinut sisällön. Tuotteessa olevaa visuaalista ulkonäköä voisi myös parannella esimerkiksi ottamalla oikeita kuvia tai videoita erilaisista digitaalisista mammografia laitteista ja niiden osista. Dialogia voitaisiin kehittää lisää tarkastamalla kieliooppia enemmän, sekä palkkaamalla henkilö jonka äidinkieli olisi englanti tai hänen ääntämisensä olisi selkeä. Youtube myös mahdollistaa tekstityksien tekemisen eri kielillä, joten jokaisen Ebreast projektimaan olisi mahdollista tehdä tekstitykset omalle kielelleen. Youtuben videokuvaukseen voi myös lisätä linkitykset eri kappaleisiin, jotta kertaaminen olisi helpompaa.

Käytimme tiedonhaussa paljon englanninkielisiä julkaisuja ja opimme tiedonhaun yhteydessä paljon mammografiaan liittyvää englanninkielistä sanastoa. Mielestämme on tärkeää, että röntgenhoitajan ammatissa pysyy ajantasalla ja ymmärtää nykyaikaisissa mammografialaitteissa käytettyä tekniikkaa, jotta käyttäjä osaa hyödyntää laiteteknisiä ominaisuuksia kuvaustilanteissa. Videon tekemisen yhteydessä paneuduimme paljon tietoperustaan ja voimme varmasti hyödyntää opittuja asioita röntgenhoitajan työssä. Projektin aikana opimme paljon eri animaatioiden valmistuksesta eri animaatio-ohjelmilla. Katsoimme paljon opetusvideoita internetistä eri animaatio-ohjelmille ja saimme niistä paljon apua opetusvideomme toteuttamiseen, koska animaatioiden tekeminen oli täysin itseopittua tietoa internetistä ja muista eri julkaisusta näkyi se meidän työomme visuaalisessa ulkonäössä. Ottaen huomioon, että kummallakaan osapuolella ei ollut aikaisempaa kokemusta ani-

maatioiden luomisesta tai videoiden editoinnista on tuote laadultaan riittävä ja olemme tyytyväisiä valmistamaamme tuotteeseen ja sen ulkonäköön.

Video on englanninkielinen opetusvideo ja sitä voidaan hyödyntää englanninkielisessä opetuksessa mammografia kurssilla. Mielestämme opetusvideoita voisi käyttää opetuksessa enemmänkin, varsinkin jos simulaatiotiloja ei ole käytössä tai lähiopetuksen määrä on rajallinen. verkko-opetus ei ole syrjäyttämässä perinteistä opettaja-oppilas lähiopetusta, vaan toimii sen täydentäjänä. verkko-opetus tehostaakin eri osapuolten ajankäyttöä.

8 LÄHTEET

AAPM. 2009. An Exposure Indicator for Digital Radiography, viitattu 25.8.2017.

http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_116.pdf

Annala, M. 2017 Millainen on hyvä kokeilu? Viitattu 27.9.2017, <https://www.ely-keskus.fi/documents/10191/21636254/Millainen+on+hyvä%20kokeilu+%20Mikko+Annala+.pdf/3a5dd0a9-3f0c-4d8d-8b9d-cf3677e05a31>

<https://www.ely-keskus.fi/documents/10191/21636254/Millainen+on+hyvä%20kokeilu+%20Mikko+Annala+.pdf/3a5dd0a9-3f0c-4d8d-8b9d-cf3677e05a31>

Berk, R. A. 2009. Multimedia teaching with video clips: TV, movies, YouTube, and mtvU in the college classroom. International Journal of Technology in Teaching and Learning. viitattu 7.9.2017.

http://www.ronberk.com/articles/2009_video.pdf

Caltrans 2007. Office of Project Management Process Improvement. Project Communication handbook. Sacramento.

Carlton, R. & Adler, A. 2006. Principles of radiographic imaging: an art and a science. Fourth edition. Carlton park (NY): Thomson learning.

Chevalier, M., Leyton, F., Tavares, M., Oliveira, M., Silva, T. & Peixoto, J. 2012. Image Quality Requirements for Digital Mammography in Breast Cancer Screening. Viitattu 8.3.2017.

<http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/32009.pdf>

Garg M. 2014. The importance of background music and sound effects for your explainer video.

Viitattu 27.9.2017. <https://b2w.tv/the-importance-of-background-music-and-sound-effects-for-your-explainer-video/>

Danilovich, D. & Hamann, A. 2016. PRIME: Software-based scatter correction

enabling gridless digital mammography. Viitattu 5.3.2017, [https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/pub-](https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@mammo/documents/download/mda1/nje3/~edisp/prime-software-based-scatter-correction-enabling-gridless-digital-mammography-whitepaper-02585201.pdf)

[lic/@global/@imaging/@mammo/documents/download/mda1/nje3/~edisp/prime-software-based-scatter-correction-enabling-gridless-digital-mammography-whitepaper-02585201.pdf](https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@mammo/documents/download/mda1/nje3/~edisp/prime-software-based-scatter-correction-enabling-gridless-digital-mammography-whitepaper-02585201.pdf)

Dowsett, J., Kenny, P. & Johnston, R. 2006. The Physics of Diagnostic Imaging. Second edition. London: Hodder education.

Fujifilm. Dual-side reading technology. Viitattu 28.1.2017, <http://www.fujifilm.com/products/medical/technologies/dsr/>

Fujifilm. 2016. Technology Advances in Mammography Dose Reduction and Image Quality. Viitattu 8.3.2017. http://www.fujifilmusa.com/products/medical/digital-mammography/qc-pdf/FUJIFILM_Cristalle_White_Paper.pdf

Goel, A. & Nadrijanski, M. Viitattu 10.3.2017. Anode. Radiopeadia.org, <https://radiopaedia.org/articles/anode-1>

Gold, R., Bassett, L. & Widoff, B. Highlights from the History of Mammography. RadioGraphics, 1990, nro 10(6), s. 1111-1114.

Gonzales, S. 2011. Digital radiography: Contrast resolution. Viitattu 7.3.2017. <http://drgstooth-pix.com/2011/10/26/digital-radiography-contrast-resolution/>

Hermann, Tracy L. – Fauber, Terri – Gill, Julie – Hoffman, Colleen – Orth, Denise K. – Peterson, Paulette A. – Prouty, Randy R. – Woodward, Andrew P. – Odle, Teresa G. 2012. Best Practices in Digital Radiography. American Society of radiologic technologists. Viitattu 8.5.2017, https://www.asrt.org/docs/default-source/publications/whitepapers/asrt12_bstpracdigradwhp_final.pdf

Hogg, P., Kelly, J. & Mercer, C. 2015. Digital Mammography: A Holistic Approach. Cham: Springer 2015.

Holmes, K., Clark, K., Elkinton, M. & Harris, P. 2014. Clark's essential physics in imaging for radiographers. Boca Raton, FL: Taylor & Francis/CRC Press cop.

Idänpää-Heikkilä, U., Outinen, M., Nordblad, A., Päivärinta, E., Mäkelä, M. 2000. Laatukriteerit –

Suuntaviivoja tekijöille ja käyttäjille. Stakesin monistamo. Helsinki.

Ilomäki, L. 2012. Laatusuhteita e-oppimateriaaleihin. Juvenes Print – Suomen Yliopistopaino Oy, Tampere.

Jauhainen, J. 2003. Röntgenkuvaus, digitaalinen kuvaus ja tietokonetomografia. Viitattu 19.11.2017, <http://www.tekniikka.oamk.fi/~jjauhiai/opetus/mittalaitteet/mittalaitteet-v11.pdf>

Jämsä, K. & Manninen, E. 2000. Osaamisen tuotteistaminen sosiaali- ja terveysalalla. Vantaa: Tummavuoren Kirjapaino Oy.

Joe, B. 2015. Advances in Breast Imaging: Mammography and much more. San Francisco Medicine, Vol. 88, No. 2, March 2015.

Kauppila, R. 2003. Opi ja opeta tehokkaasti. Juva: WS Bookwell Oy.

Laine, A., Ruishalme, O., Salervo, P., Sivén & Välimäki Päivi. 2009. Opi ja ohjaa. Porvoo: WSOY.

Luotolinna - Lybeck, H. 2011. Röntgenhoitajan tulevaisuuden osaaminen. Teoksessa Nygren, P & Nurminen, R. Tulevaisuuden osaaminen varsinais-suomen sairaanhoitopiirissä. Turku. Turun ammattikorkeakoulu.

Matikka, H. 2013. Digitaalisen natiivikuvauksen perusteet. Sädeturvapäivät. Tampere.

McLoughlin C, Lee M. 2010. Personalised and Self-Regulated Learning in the Web 2.0 Era: International Exemplars of Innovative Pedagogy Using Social Software Australasian Journal of Educational Technology 26, 28-43.

Mercieca, N., Portelli, J. & Jadvani-Patel, H. 2017. Mammographic image reject rate analysis and cause – A National Maltese Study, viitattu 24.8.2017. [http://www.radiographyonline.com/article/S1078-8174\(16\)30048-7/fulltext#sec2.1](http://www.radiographyonline.com/article/S1078-8174(16)30048-7/fulltext#sec2.1)

Microsoft. 2017. The project triangle, viitattu 7.9.2017. <https://support.office.com/en-us/article/The-project-triangle-8c892e06-d761-4d40-8e1f-17b33fdcf810?ui=en-US&rs=en-US&ad=US>

Miettinen, A., Pukkila, O. & Tapiovaara, M. 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Hämeenlinna: Karisto oy.

Morris, M. 2003. Electron-hole pair generation. http://www.science-campus.com/engineering/electronics/semiconductor_theory/semiconductor_5.html

Mothiram, U., Brennan, P., Lewis, S., Moran, B. & Robinson J. 2014. Digital radiography exposure indices: A review. Journal of medical radiation sciences. 2014 Jun; 61(2)

Mustajoki, P & Kaukua, J. 2008. Mammografia. Viitattu 26.4.2017, http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=snk04100

Nova southeastern university. 2017. Viitattu 10.3.2017. Coral x-radiograph densitometry system. <http://cnso.nova.edu/coralxds/>

Opetushallitus. 2006. Verkko-oppimateriaalin laatukriteerit. http://www.oph.fi/download/47132_verkko-oppimateriaalin_laatukriteerit.pdf

Pappas, C. 2014. Audio in eLearning: Top 10 Tips For eLearning Professionals. Viitattu 8.2.2018. <https://elearningindustry.com/audio-elearning-top-10-tips-elearning-professionals>

Penttinen, A. & Mäntynen, J. 2009. Työhön perehdyttäminen ja opastus. 2. painos. Työturvallisuuskeskus. Painojussit Oy.

Philips healthcare. 2011. Photon counting technology. Viitattu 28.1.2017, http://incenter.medical.philips.com/doclib/enc/fetch/2000/4504/577242/577261/577263/670329/670330/5161986/Photon_Counting_White_Paper.pdf%3fnodeid%3d9922540%26vernum%3d-2

Pirinen, M. 2010. Sädeannokset mammografiassa. Sädeturvapäivät.

Premkumar, K., Cowie, N., Coupal, C. & Boechler, K. 2013. Software for Annotating Videos—A Resource to Facilitate Active Learning in the Digital Age. *Creative Education*. 4, 465-469.

Radiologyinfo.org. 2017. Mammography. Referred 21.3.2017, <https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=mammo>

Ruiz, Mintzer & Leipzig 2006. The Impact of E-Learning in Medical Education. *Academic Medicine*: March 2006 - Volume 81 - Issue 3 - p 207-212 IT in Medical Education. Viitattu 7.1.2018. http://journals.lww.com/academicmedicine/Fulltext/2006/03000/The_Impact_of_E_Learning_in_Medical_Education.2.aspx

Ruuska, K. 2007. *Pidä projekti hallinnassa*. 7. painos. Vantaa: Hansaprint oy.

Seibert, A. & Morin, R. 2011. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. *Pediatric Radiology*. 2011. May; 41: 573-581.

Silfverberg, P. 2004. *Projektioapas. Osa II: Projektisuunnittelun käsikirja*. Suomen ympäristökeskuksen moniste. Helsinki 2004.
https://helda.helsinki.fi/bitstream/handle/10138/40898/SYKEmo_306.pdf?sequence=1

Silfverberg, P. 2007. *Ideasta projektiksi. Projektityön käsikirja*. Helsinki: Edita publishing oy.

Smith, A. 2005. *Fundamentals of Digital Mammography: Physics, Technology and Practical Considerations*. Viitattu 7.3.2017. <https://www.mmhospital.org/upload/docs/pdf/Fundamentals%20of%20DM.pdf>

Syöpäjärjestöt. 2016. Rintasyöpään sairastuu yli 5000 naista vuodessa. Viitattu 24.8.2017. <https://www.syopajarjestot.fi/ajankohtaista/tiedotteet/rintasyopaan-sairastuu-5-000-naista-vuodessa/>

Säteilysuojelukoulutus terveydenhuollossa. Ohje 1.7. 2012. Helsinki. Säteilyturvakeskus.

STUK 2014. Mammografialaitteiden laadunvalvontaopas. Viitattu 29.1.2017, <https://www.stuk.fi/documents/12547/156609/STUK-opastaa-mammografia-14052014.pdf/84068d36-e2ec-4eae-bba6-45cf87772208>

Tartu health care college 2015. Education and training in early detection of breast cancer for health care professionals (Ebreast). Viitattu 28.1.2017, <https://www.nooruse.ee/eng/collaboration/projects/ebreast/>

The University of Queensland Australia. Problems associated with group work reading technology. Viitattu 13.9.2017, <http://www.uq.edu.au/student-services/learning/problems-associated-group-work>

Työturvallisuuslaki 23.8.2002/738, 14§, viitattu 26.4.2017, <http://www.finlex.fi/fi/laki/ajantasa/2002/20020738#L2P8>

Vakkuri K. 1998. Opi tehokkaammin opi oppimaan. Vantaa: Tummavuoren Kirjapaino Oy.

Vehmanen, L. 2017. Rintasyöpä: toteaminen ja ennuste. Viitattu 26.4.2017, http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=dlk00618&p_hakusana=rintasy%C3%B6p%C3%A4

Vilkkä, H. & Airaksinen, T. 2004. Toiminnallinen opinnäytetyö. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy.

Yousef A., Chatti A. & Schroeder U. 2014. The State of Video-Based Learning: A Review and Future Perspectives. International Journal on Advances in Life Sciences 6, 122-135.

9 LIITTEET

SYNOPSIS

LIITE 1

The function and physics of mammography device

The basic machine design

The x-ray tube is tilted. The automatic exposure control chamber is situated under the grid and the detector because at low kV even the thin walls of the AEC ionization chamber would absorb the radiation. The x-ray tube window is made from beryllium because glass would be too dense and absorb the radiation (Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 236, 245-246.) When the compression is motor driven, the maximum force is between 130-200N. If manual compression is used the maximum force must not exceed 300N (STUK 2014, referred 29.1.2017.)

Heel effect

Since mammography devices use a short source to image distance SID and a narrow target angle, the heel effect is stronger. Mammography devices use tilted x-ray tubes because of the heel effect, but it can also be taken advantage of in breast imaging by patient positioning. The heel effect causes the x-ray beam to be more intense on the cathode side. The breast is thicker near the chest wall. The patient should be positioned with the chest wall on the cathode side and the nipple on the anode side to produce a more uniform image (Carlton & Adler 2006, 607-608.) The heel effect is the production of the geometry of the angled anode target. The x-rays hitting the anode heel get absorbed (Nova southeastern university 2017, referred 10.3.2017.) When the electrons hit the anode, x-rays are created in all directions in the target. The radiation beam created is uneven because the anode itself absorbs radiation, depending on how far the x-rays have to travel through the anode to a certain direction (Miettinen, Pukkila & Tapiovaara 2004, 21.)

Breast compression

Compression significantly lowers the patient radiation dose because the radiation is of low energy and it would easily get absorbed in the thicker the tissue. The compression also improves image

resolution by reducing the object to image distance and reducing geometrical unsharpness, bringing the suspicious formations like micro-calcifications closer to the detector. The thinner the object is the less is the scatter which leads to better contrast (Dowsett *et al.* 2006, 242.) Compression reduces blurring from motion and superimposition from overlapping tissues (Hogg, Kelly & Mercer 2015, 189).

Compression plate designs

- **Flat rigid paddle:** The flat rigid paddle is the basic compression paddle that is used in mammography. The compression paddle is usually, driven by a motor and it covers the whole area of the digital image receptor. When compression is applied, the paddle deforms slightly to the shape of the breast (Hogg *et al.* 2015, 128-129.)
- **Tilting flat paddle:** The tilting compression flat paddle allows the paddle to tilt slightly when compression is applied. During the compression, the paddle is higher on the chest wall edge and lower on the nipple side. Advantages of this design are that the breast is held in place more firmly (Hogg *et al.* 2015, 128-129.)
- **Sliding compression plate:** The sliding plate is usable when the patient's breast size is smaller and the detector's full imaging size is not required. The plate works by moving the plate from one side or the other. This is useful in oblique projections (Hogg *et al.* 2015, 128-129.)
- **Spot compression plate:** The spot compression plate has a cylinder that allows extra compression to a small region of interest. This application is used when additional examinations are needed (Hogg *et al.* 2015, 128-129.)
- **Biopsy compression plate:** The biopsy compression plate has holes in it to accommodate the biopsy needles or devices. Many different kinds of biopsy compression plates may be required per device (Hogg *et al.* 2015, 128-129.)

Generator

Mammography devices use a specific kind of generator. The generator transforms AC current into DC current. DC current is transformed into high frequency DC ripple, typically between 5-10 kHz. The mammography device has special requirements for the voltage and the high frequency. The

generator is able to provide many pulses per second (between 5000-10000 Hz). The pulses then release electrons from the filament. The overheating of the filament by itself does not compensate for the amount of electrons released but a high frequency generator is able to create multiple pulses so enough electrons are released and a shorter exposure time is achieved (Dowsett etc. 2006, 97, 236, 239.)

Tube potential

Useful kilovoltage for the mammography x-ray tube is around 20-30kV, because the breast consists of soft tissue, fat and blood vessels. The image must demonstrate the contrast between these soft tissues and micro-calcifications. By selecting the tube voltage 20-30kV, a lower x-ray energy spectrum is achieved to do just that. Higher end x-ray energies would just penetrate the breast tissue and there would not be a diagnostic image. The x-ray spectrum has to be right. Too low energy x-ray photons get absorbed in the breast tissue and are useless for image formation. The tube kV selection keeps the radiation spectrum lower, but specific k-edge filters are used in addition to filter out the more penetrating higher end of the spectrum that has no use for the image formation. There is also formed a lower energy radiation spectrum which cannot penetrate the breast tissue and is therefore useless for the image. Tissue thickness determines the photon transmission at low kV that is a reason why the breast is compressed during imaging. As the breast is compressed thinner scattered radiation is reduced, and helping to get better image (Dowsett etc. 2006, 235.)

Anode

Anode material can be tungsten, molybdenum or rhodium. These materials are used for their thermal loading abilities as well as the radiation spectrum they are able to provide. Some anodes are made to have two target zones, for example, one zone made from tungsten and the other target zone made from molybdenum. This helps to get better image quality for different breast thicknesses. The anode is shaped like a disk and it is around 100mm in diameter. The anode spins in the tube when electrons are targeted into it to prevent overheating (Dowsett etc. 2006, 109, 236.) Tungsten has a high meltingpoint of 3370C. The base of the anode is made of the material which has a good heat storage capacity, like molybdenum or graphite. Molybdenum is used as surface material in mammography because of the characteristic radiation it can provide. Rhodium is used in mammography anodes because it gives a more penetrating spectrum which is beneficial when imaging dense breast tissues (Goel & Nadrljanski, referred 10.3.2017.)

X-ray spectrum

The tube kV effects the generated x-ray spectrum and so does the anode material which the electrons are targeted. Two commonly used anode materials molybdenum and tungsten give slightly different energy spectra. Molybdenum gives characteristic radiation peaks at 17 and 20keV and therefore it is used by some manufacturers in the twin anode designs to get optimum image quality for different breast thicknesses. Tungsten gives a bit higher energy spectrum than molybdenum (Dowsett etc. 2006, 237.) A beam of a higher energy spectrum is more penetrating and more suitable for larger breasts, because it reduces the exposure time and the possibility of motion blurring. Benefits of a more penetrating beam include also a reduced radiation dose and tube overloading (Hogg etc. 2015, 127.)

Cathode

The cathode is located near the anode and between them is created a voltage difference. The cathode gets heated up so it releases electrons which then hit to the anode. The cathode consists of a cathode cup and a filament. The filament can be coiled or flat, depending on the design. The cathode controls the width of the electron beam and the focal spot size. The focal spot size can be controlled by negative bias on the cathode which refocuses the electrons or by using dual filaments. Due to the usage of low kV there comes space charge problems where the filaments do not release enough electrons regardless of extra filament heating. The longer exposure times which are related to a small focal size and low kV imaging are prevented with the filament design optimization and high frequency generators which create many voltage pulses per second (Dowsett etc. 2006, 238,269.)

Filtrering

Conventional x-ray imaging uses aluminium and copper to filter out the lower energy radiation, which does not penetrate the thicker tissues and body parts imaged. In breast imaging the higher energy radiation needs to be filtered out. Materials used for filtering are molybdenum, rhodium and palladium. Their k-edge is in the range of mammography kV range (mo20keV, rh23.2keV, pa24.3). These filter much more efficiently the radiation energies above their k-edges than the lower energies (Dowsett etc. 2006, 237-238.) Silver and aluminium can also be used as filter material, depending on the overall machine design. Earlier with film-screen detectors the combination of a tungsten anode and aluminium filtering was not used, but with modern digital detectors it is becoming more common (Hogg etc. 2015, 127.)

Focal spot

Focal spot is the area in the anode where the electrons hit. For mammography focal spots are smaller compared to conventional x-ray imaging. The smaller the focal spot is the sharper image the device is capable to deliver. Mammography tubes use smaller energies and cooling problems are not a big issue so they can get away with smaller focal spots. In breast imaging the small focal size is needed because the image has to show small details of the soft tissue and micro-calcifications where there is no room for geometrical unsharpness. Some geometrical unsharpness will always remain because the focal spot is never a point but has physical dimensions. Like conventional x-ray tubes, mammography tubes have two focal spot sizes, the larger spot and the smaller spot to choose for different imaging situations. The small focal spot can be 0.1mm and the larger one 0.4mm. The sizes can depend on the anode material used and the manufacturer. The smaller focal size is used in magnification images (Dowsett etc. 2006, 197-198,237-239.)

Grid

The grid stops the scattered x-ray photon from reaching the detector. Mammography grids consists of lead lamellae (septa) separated by carbon fibre spacers. Mammography grids usually use the grid ratio: h/D 4 or 5 where h is the lamellae height and D the spacer thickness. Lamellae height in the mammography grid is typically 0.7 to 1mm. The grids used are focused on the imaging distance which is 60-65cm, depending on the machine. Focusing means that the lamellae is slightly tilted in at an angle so that they point directly to the radiation source, and only the straight travelling x-rays can reach the detector and the scattered x-rays get absorbed in the lamellae (Dowsett etc. 2006, 240-241.) While the grid improves image quality by reducing the scatter, it also increases the patient dose. Some modern mammography machines can operate without a grid and the scatter is removed from the image by software. Scatter correction takes only a few seconds, so it has no effect on the busy mammography screening workflow (Danilovic & Hamann 2016, referred 5.3.2017.)

AEC

Aec in cassette detectors

- The mammography AEC ionization chamber is positioned under the cassette because the lower energy radiation used in mammography would get absorbed too much in the chamber itself if it were at the top of the detector, and it would affect the image quality. The mammography AEC unit consists of two detectors and a metal filter between them. The breast thickness has more effect on the amount of radiation registered at the D1 than at the D2. D2 is used as a reference and together control the generators, kV, mAs (Dowsett etc. 2006, 244.) The mammography AEC can determine the energy of the beam by selecting the best target/filter/kV combination on the basis of breast thickness and density. The AEC device measures the amount of radiation that reaches the image receptor and terminates the radiation production when enough exposure to the detector is obtained. If detector or circuit fails the AEC has a backup timer to stop the radiation production at a pre-set time (Hogg etc. 2015, 134.)

Aec in digital detectors

- Digital mammography detectors themselves work as AEC sensors. Detectors gather exposure information either from the whole area of the detector or from a smaller specific location. Modern mammography devices use pre-exposure to determine the attenuation of the breast. Together with breast thickness which is automatically received from the compressor all the needed exposure factors are chosen: kV, mAs, anode and filter. The AEC function of the digital detector is to control that the signal to noise ratio and the contrast to noise ratio are adequate and the doses are within the recommended limits (Chevalier, Leyton, Tavares, Oliveira, Silva & Peixoto 2012, referred 8.3.2017.) If fixed AEC sensors are used it is often difficult to determine the true breast density and over-exposure or under-exposure is possible. Modern devices can use the pre-exposure image for morphological analysis, using special algorithms. Optimal exposure factors are then selected based on the morphological analysis (Fujifilm 2016, referred 8.3.2017.)

Detectors

Among all medical x-ray applications the highest demands for the detectors are set in mammography, so mammography was the last x-ray based imaging technology to use film-screen techniques. Digital mammography has requirements for high image quality. A 50 μ m to 100 μ m spatial resolution is required as well as high contrast resolution and a wide dynamic range. Noise has to be low,

because noise reduces contrast resolution. High quantum efficiency is needed to meet the low radiation dose requirements (Philips healthcare 2011, referred 12.2.2017.) The smallest detail that a detector is capable to show in the image is the size of its pixel. The smaller the pixel is the better the spatial resolution – in general. Indirect conversion detectors have a limiting factor of light scattering in the scintillator that making the pixels smaller does not increase the spatial resolution beyond a certain point. The limit is about 100 μ m, which is the upper limit for mammography detectors (Smith 2005.) High contrast resolution is the ability to show differences in breast tissues with nearly the same density (Gonzales 2011).

A good quality detector is a key component of the mammography device. The idea is to produce good image quality at the lowest possible dose to detect cancer cell formations as early as possible. Detectors can be either analog or digital. The analog detector is the film-screen detector. Digital detectors are divided into CR (computed radiography) and DR (digital radiography) detectors. DR detectors are divided into indirect and direct conversion detectors. Indirect detectors convert the x-rays into light and the light is converted into an electronic digital signal. Direct conversion detectors convert the x-rays into an electronic digital signal (Carlton & Adler 2006, 356.) Digital radiography detectors for mammography are often called as full-field digital mammography detectors (FFDM) (Radiologyinfo.org 2017, referred 21.3.2017).

Direct conversion detector

Direct conversion detectors use amorphous selenium to convert the x-ray photon into an electronic signal. At the top of the selenium layer a high voltage charge is applied in the electrode (Carlton & Adler 2006, 371-372.) The incoming X-ray photons interact with the amorphous selenium (a-Se) layer and create electron hole pairs. The hole is the place where the freed electron used to be. High voltage gradient causes the electrons to move towards the positive surface electrode and the hole travels toward the negatively charged collecting electrode. The selenium atom itself does not travel but the hole does. There is a charge collecting electrode at the back of the a-Se layer, one in every pixel. Capacitors accumulate the charge in every pixel and after exposure the charge is transferred to the computer pixel by pixel via thin film transistors TFT (Hogg etc. 2015, 131.)

Indirect conversion detector

An indirect system requires a scintillator, such as cesium iodide (CsI). CsI is manufactured as small thin needles only 10 to 20 μ meters in diameter to reduce the light spread and guide the light into the photodiode which is amorphous silicon. When the light gets into the amorphous silicon the light is converted into an electronic signal (charge) which is transported to the computer by TFT (Carlton & Adler 2006, 371-372.)

Computed radiography detector

A CR (computed radiography) imaging plate cassette looks similar to a film-screen cassette from outside. The CR imaging plate is a layered photostimulable phosphor imaging plate, protective layer which protects the plate when handled, phosphor layer europium activated barium fluorobromide (BaFBr:Eu). Conductor layer grounds the plate to remove electrostatic problems, support layer, light shield layer and backing layer. The photostimulable imaging plate (PIP) will store the energy of the x-ray beam as a latent image although some light is emitted when the x-rays hit the phosphor (Carlton & Adler 2006, 357.)

Phosphor has a crystalline structure and when the x-ray hits one of the phosphor atoms, the electron of the atom moves to a higher energy band. The electron is able to stay in the higher energy band for a while. The electron requires additional energy to escape the higher energy band and this is done by the laser of the CR reader. The electron returns to the lower energy band and emits the extra energy as light (Holmes, Clark, Elkinton & Harris. 2014, 97-98.)

When the image is acquired the cassette is taken into the image reading device where the cassette is scanned by a laser beam. The latent image in the plate starts to emit light that is captured by photosensitive receptors and converted into an electrical signal (Carlton & Adler 2006, 358.) CR mammography cassettes can be single-sided or double-sided. Double-sided cassettes require an image reading device which is able to do double-sided reading. Double-sided reading increases DQE (Fujifilm, referred 28.1.2017).

Photon counting detector

In traditional detectors like CR plates, amorphous silicon and amorphous selenium, the signal is created by the charge accumulated in the pixels. The effect of the photon energy depends on how much charge each incoming photon creates. Photons have different energies and the higher energy

photons give higher statistical weight compared to the lower energy photons. But the lower energy photons carry more contrast information and should be given more statistical weight.

X-ray photons react one by one with the detector and are digital by nature. Traditional detectors first convert the digital signal of the x-ray photons into an analog signal, for example into electric charge, light or both, and then convert the analog signal back into a digital one. Each conversion step is a possibility to lose some signal and add noise.

Photon counting detectors convert the x-rays into an electric pulse which is a digital signal and is registered to by the counter whenever the charge reaches the threshold. The threshold is set to an optimal level for mammography, so that the electric noise does not trigger the counter, but the lowest energy x-rays do. Each x-ray photon above the threshold is registered and it contributes the same amount to the image signal even though they have different energies. (Philips medical 2011, referred 28.1.2017.) When the x-ray photon interacts with the detector it creates electron hole pairs. Only 3.6eV is needed to create an electron hole pair, so one x-ray photon actually creates thousands of electron hole pairs and no amplification is needed. Bias voltage is applied to the opposite sides of the electrodes in the detector to create a bias field. The electrons are swept to the side of positive voltage and the holes to the opposite side. This event creates a small electrical signal in the electrodes (Philips medical 2011, referred 12.2.2017.) The hole moves when the electron from a neighbouring atom moves, filling the hole and leaving a new hole in its previous location (Morris 2003, referred 26.02.2017).

Slit scanning system

The slit scanning system has a linear detector consisting of only one pixel row. A multiple-slit scanning system has a number of these linear slits for a faster image acquisition and a lighter tube load. The slit scanning system has a higher x-ray tube load that is compensated by using a larger anode disc. The slit scanning system has a pre-collimator to remove the x-rays not travelling towards the detector. The post-collimator absorbs the scattered x-rays from the breast. The breast is scanned by continuous movement and the detector is read every 2ms. The slit scanning system can remove 97% of the scattered radiation without using a grid (Philips medical 2011, referred 28.1.2017.)

1.Dia -The function and physics of mammography device**2.Dia -Contents of the video****3.Dia -Basic machine design**

(Blender animaatio)

4.Dia -Basic machine design and heel effect

The automatic exposure control chamber is situated under the grid and the detector because at low kV even the thin walls of the AEC ionization chamber would absorb the radiation. The x-ray tube window is made from beryllium because glass would be too dense and absorb the radiation (Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 236, 245-246.) When the compression is motor driven, the maximum force is between 130-200N. If manual compression is used the maximum force must not exceed 300N (STUK 2014, referred 29.1.2017.)

(Heel effect) Mammography devices use tilted x-ray tubes because of the heel effect, but it can also be taken advantage of in breast imaging by patient positioning. The heel effect causes the x-ray beam to be more intense on the cathode side. The breast is thicker near the chest wall. The patient should be positioned with the chest wall on the cathode side and the nipple on the anode side to produce a more uniform image (Carlton & Adler 2006, 607-608.)

5.Dia -Heel effect

Since mammography devices use a short source to image distance SID and a narrow target angle, the heel effect is stronger (Carlton & Adler 2006, 607-608). The heel effect is the production of the geometry of the angled anode target. The x-rays hitting the anode heel get absorbed (Nova south-eastern university 2017, referred 10.3.2017.) When the electrons hit the anode, x-rays are created in all directions in the target. The radiation beam created is uneven because the anode itself absorbs radiation, depending on how far the x-rays have to travel through the anode to a certain direction (Miettinen, Pukkila & Tapiovaara 2004, 21.)

6.Dia -Heel effect

By tilting the x-ray tube, the heel effect is not too strong and more uniform beam is created (Carlton & Adler 2006, 607-608).

7.Dia -Breast compression

Compression significantly lowers the patient radiation dose because the radiation is of low energy and it would easily get absorbed in the thicker the tissue. The compression also improves image resolution by reducing the object to image distance and reducing geometrical unsharpness, bringing the suspicious formations like micro-calcifications closer to the detector. The thinner the object is the less is the scatter which leads to better contrast (Dowsett ym. 2006, 242.) Compression reduces blurring from motion and superimposition from overlapping tissues (Hogg, Kelly & Mercer 2015, 189).

8.Dia -Compression plate designs

(Blender animaatio)

- **Flat rigid paddle:** Flat rigid paddle is the basic compression paddle that is used in mammography. The compression paddle is usually, driven by a motor and it covers the whole area of the digital image receptor. When compression is applied, the paddle deforms slightly to the shape of the breast (Hogg etc. 2015, 128-129.)
- **Tilting flat paddle:** Tilting compression flat paddle allows the paddle to tilt slightly when compression is applied. During the compression, the paddle is higher on the chest wall edge and lower on the nipple side. Advantages of this design are that the breast is hold in place more firmly (Hogg etc. 2015, 128-129.)
- **Sliding compression plate:** Sliding plate is usable when the patients breast size is smaller and the detectors full imaging size is not required. The plate works by moving the plate from one side or the other. This is useful in Oblique projections (Hogg etc. 2015, 128-129.)
- **Spot compression plate:** The spot compression plate has a cylinder that allows extra compression to small region of interest. This application is used when additional examinations are needed (Hogg etc. 2015, 128-129.)
- **Biopsy compression plate:** The biopsy compression plate has holes in it to accommodate the biopsy needles or devices. Many different kind of biopsy compression plates may be required per device (Hogg etc. 2015, 128-129.)

9.Dia -Generator

Mammography devices use a specific kind of Generator. The generator transforms AC current into DC current. DC current is transformed into high frequency DC ripple, typically between 5-10 kHz. The mammography device has special requirements for the voltage and the high frequency. The generator is able to provide many pulses per second (between 5000-10000 Hz). The pulses then release electrons from the filament (Dowsett etc. 2006, 97, 236, 239.)

Low kV causes space charge problems and not enough electrons are released. (Dowsett etc. 2006, 238,269.)

The overheating of the filament by itself does not compensate for the amount of electrons released but a high frequency generator is able to create multiple pulses so enough electrons are released and a shorter exposure time is achieved (Dowsett etc. 2006, 97, 236, 239.)

10.Dia -Anode

Anode material can be tungsten, molybdenum or rhodium. These materials are used for their thermal loading abilities as well as the radiation spectrum they are able to provide. Some anodes are made to have two target zones, for example, one zone made from tungsten and the other target zone made from molybdenum. This helps to get better image quality for different breast thicknesses. The anode is shaped like a disk and it is around 100mm in diameter. The anode spins in the tube when electrons are targeted into it to prevent overheating (Dowsett etc. 2006, 109, 236.) Tungsten has a high meltingpoint of 3370C. The base of the anode is made of the material which has a good heat storage capacity, like molybdenum or graphite. Molybdenum is used as surface material in mammography because of the characteristic radiation it can provide. Rhodium is used in mammography anodes because it gives a more penetrating spectrum which is beneficial when imaging dense breast tissues (Goel & Nadrijanski, referred 10.3.2017.)

11.Dia -X-ray spectrum

- **Tube potential:** Useful kilovoltage for the mammography x-ray tube is around 20-30kV, because the breast consists of soft tissue, fat and blood vessels. The image must demonstrate the contrast between these soft tissues and micro-calcifications. By selecting the tube voltage 20-30kV, a lower x-ray energy spectrum is achieved to do just that. Higher end x-ray energies would just penetrate the breast tissue and there would not be a diag-

nostic image. The x-ray spectrum has to be right. Too low energy x-ray photons get absorbed in the breast tissue and are useless for image formation. The tube kV selection keeps the radiation spectrum lower, but specific k-edge filters are used in addition to filter out the more penetrating higher end of the spectrum that has no use for the image formation. There is also formed a lower energy radiation spectrum which cannot penetrate the breast tissue and is therefore useless for the image. Tissue thickness determines the photon transmission at low kV that is a reason why the breast is compressed during imaging. As the breast is compressed thinner scattered radiation is reduced, and helping to get better image (Dowsett etc. 2006, 235.)

- **X-ray spectrum:** The tube kV effects the generated x-ray spectrum and so does the anode material which the electrons are targeted. Two commonly used anode materials molybdenum and tungsten give slightly different energy spectra. Molybdenum gives characteristic radiation peaks at 17 and 20keV and therefore it is used by some manufacturers in the twin anode designs to get optimum image quality for different breast thicknesses. Tungsten gives a bit higher energy spectrum than molybdenum (Dowsett etc. 2006, 237.) A beam of a higher energy spectrum is more penetrating and more suitable for larger breasts, because it reduces the exposure time and the possibility of motion blurring. Benefits of a more penetrating beam include also a reduced radiation dose and tube overloading (Hogg etc. 2015, 127.)
- Another thing that effects the created x-ray spectrum is filtering.

12.Dia -Filtering

Conventional x-ray imaging uses aluminium and copper to filter out the lower energy radiation, which does not penetrate the thicker tissues and body parts imaged. In breast imaging the higher energy radiation needs to be filtered out. Materials used for filtering are molybdenum, rhodium and palladium. Their k-edge is in the range of mammography kV range (mo20keV, rh23.2keV, pa24.3). These filter much more efficiently the radiation energies above their k-edges than the lower energies (Dowsett etc. 2006, 237-238.) Silver and aluminium can also be used as filter material, depending on the overall machine design. Earlier with film-screen detectors the combination of a tungsten anode and aluminium filtering was not used, but with modern digital detectors it is becoming more common (Hogg etc. 2015, 127.)

13.Dia -Cathode

The cathode is located near the anode and between them is created a voltage difference. The cathode gets heated up so it releases electrons which then hit to the anode. The cathode consists of a cathode cup and a filament. The filament can be coiled or flat, depending on the design. The cathode controls the width of the electron beam and the focal spot size. The focal spot size can be controlled by negative bias on the cathode which refocuses the electrons or by using dual filaments. Due to the usage of low kV there comes space charge problems where the filaments do not release enough electrons regardless of extra filament heating. The longer exposure times which are related to a small focal size and low kV imaging are prevented with the filament design optimization and high frequency generators which create many voltage pulses per second (Dowsett etc. 2006, 238,269.)

14.Dia -Focal spot

Focal spot is the area in the anode where the electrons hit. For mammography focal spots are smaller compared to conventional x-ray imaging. The smaller the focal spot is the sharper image the device is capable to deliver. Mammography tubes use smaller energies and cooling problems are not a big issue so they can get away with smaller focal spots. In breast imaging the small focal size is needed because the image has to show small details of the soft tissue and micro-calcifications where there is no room for geometrical unsharpness. Some geometrical unsharpness will always remain because the focal spot is never a point but has physical dimensions. Like conventional x-ray tubes, mammography tubes have two focal spot sizes, the larger spot and the smaller spot to choose for different imaging situations. The small focal spot can be 0.1mm and the larger one 0.4mm. The sizes can depend on the anode material used and the manufacturer. The smaller focal size is used in magnification images (Dowsett etc. 2006, 197-198,237-239.)

15.Dia -Automatic exposure control in cassette detectors

The mammography AEC ionization chamber is positioned under the cassette because the lower energy radiation used in mammography would get absorbed too much in the chamber itself if it were at the top of the detector, and it would affect the image quality. The mammography AEC unit consists of two detectors and a metal filter between them. The breast thickness has more effect on the amount of radiation registered at the D1 than at the D2. D2 is used as a reference and together control the generators, kV, mAs (Dowsett etc. 2006, 244.) The mammography AEC can determine the energy of the beam by selecting the best target/filter/kV combination on the basis of breast thickness and density. The AEC device measures the amount of radiation that reaches the image

receptor and terminates the radiation production when enough exposure to the detector is obtained. If detector or circuit fails the AEC has a backup timer to stop the radiation production at a pre-set time (Hogg etc. 2015, 134.)

16.Dia -Automatic exposure control in digital detectors

Digital mammography detectors themselves work as AEC sensors. Detectors gather exposure information either from the whole area of the detector or from a smaller specific location. Modern mammography devices use pre-exposure to determine the attenuation of the breast. Together with breast thickness which is automatically received from the compressor all the needed exposure factors are chosen: kV, mAs, anode and filter. The AEC function of the digital detector is to control that the signal to noise ratio and the contrast to noise ratio are adequate and the doses are within the recommended limits (Chevalier, Leyton, Tavares, Oliveira, Silva & Peixoto 2012, referred 8.3.2017.) If fixed AEC sensors are used it is often difficult to determine the true breast density and over-exposure or under-exposure is possible. Modern devices can use the pre-exposure image for morphological analysis, using special algorithms. Optimal exposure factors are then selected based on the morphological analysis (Fujifilm 2016, referred 8.3.2017.)

17.Dia -Grid

The grid stops the scattered x-ray photon from reaching the detector. Mammography grids consists of lead lamellae (septa) separated by carbon fibre spacers. Mammography grids usually use the grid ratio: h/D 4 or 5 where h = is the lamellae height and D = the spacer thickness. Lamellae height in the mammography grid is typically 0.7 to 1mm. The grids used are focused on the imaging distance which is 60-65cm, depending on the machine. Focusing means that the lamellae are slightly tilted in at an angle so that they point directly to the radiation source, and only the straight travelling x-rays can reach the detector and the scattered x-rays get absorbed in the lamellae (Dowsett etc. 2006, 240-241.) While the grid improves image quality by reducing the scatter, it also increases the patient dose. Some modern mammography machines can operate without a grid and the scatter is removed from the image by software. Scatter correction takes only a few seconds, so it has no effect on the busy mammography screening workflow (Danilovic & Hamann 2016, referred 5.3.2017.)

18.Dia -Grid

Focused grid at a right distance.

19.Dia -Grid

Focused grid at too short distance.

Focused grid at too long distance.

20.Dia -Detectors

Among all medical x-ray applications the highest demands for the detectors are set in mammography, so mammography was the last x-ray based imaging technology to use film-screen techniques. Digital mammography has requirements for high image quality. A 50 μm to 100 μm spatial resolution is required as well as high contrast resolution and a wide dynamic range. Noise has to be low, because noise reduces contrast resolution. High quantum efficiency is needed to meet the low radiation dose requirements (Philips medical 2011, referred 12.2.2017.) The smallest detail that a detector is capable to show in the image is the size of its pixel. The smaller the pixel is the better the spatial resolution – in general. Indirect conversion detectors have a limiting factor of light scattering in the scintillator that making the pixels smaller does not increase the spatial resolution beyond a certain point. The limit is about 100 μm , which is the upper limit for mammography detectors (Smith 2005.) High contrast resolution is the ability to show differences in breast tissues with nearly the same density (Gonzales 2011).

A good quality detector is a key component of the mammography device. The idea is to produce good image quality at the lowest possible dose to detect cancer cell formations as early as possible. Detectors can be either analog or digital. The analog detector is the film-screen detector. Digital detectors are divided into CR (computed radiography) and DR (digital radiography) detectors. DR detectors are divided into indirect and direct conversion detectors. Indirect detectors convert the x-rays into light and the light is converted into an electronic digital signal. Direct conversion detectors convert the x-rays into an electronic digital signal (Carlton & Adler 2006, 356.) Indirect and direct conversion detectors convert the light/x-rays in to electrical charge and the digital signal is created from the accumulated charge in the pixel. Photon counting detectors convert the x-rays directly to digital signal (Philips healthcare 2011, referred 28.1.2017.) Digital radiography detectors for mammography are often called as full-field digital mammography detectors (FFDM) (Radiologyinfo.org 2017, referred 21.3.2017).

21.Dia -Detectors

22.Dia -Detectors

23.Dia -Detectors

Direct conversion:

Direct conversion detectors use amorphous selenium to convert the x-ray photon into an electronic signal. At the top of the selenium layer a high voltage charge is applied in the electrode (Carlton & Adler 2006, 371-372.) The incoming X-ray photons interact with the amorphous selenium (a-Se) layer and create electron hole pairs. The hole is the place where the freed electron used to be. High voltage gradient causes the electrons to move towards the positive surface electrode and the hole travels toward the negatively charged collecting electrode. The selenium atom itself does not travel but the hole does. There is a charge collecting electrode at the back of the a-Se layer, one in every pixel. Capacitors accumulate the charge in every pixel and after exposure the charge is transferred to the computer pixel by pixel via thin film transistors TFT (Hogg etc. 2015, 131.)

24.Dia -Detectors

Indirect conversion:

An indirect system requires a scintillator, such as cesium iodide (CsI). CsI is manufactured as small thin needles only 10 to 20 μ meters in diameter to reduce the light spread and guide the light into the photodiode which is amorphous silicon. When the light gets into the amorphous silicon the light is converted into an electronic signal which is transported to the computer by TFT (Carlton & Adler 2006, 371-372.)

25.Dia -Detectors CR

A CR (computed radiography) imaging plate cassette looks similar to a film-screen cassette from outside. The CR imaging plate is a layered photostimulable phosphor imaging plate, protective layer which protects the plate when handled, phosphor layer europium activated barium fluorobromide (BaFBr:Eu). Conductor layer grounds the plate to remove electrostatic problems, support layer, light shield layer and backing layer. The photostimulable imaging plate (PIP) will store the energy of the x-ray beam as a latent image although some light is emitted when the x-rays hit the phosphor (Carlton & Adler 2006, 357.)

Phosphor has a crystalline structure and when the x-ray hits one of the phosphor atoms, the electron of the atom moves to a higher energy band. The electron is able to stay in the higher energy band for a while. The electron requires additional energy to escape the higher energy band and

this is done by the laser of the CR reader. The electron returns to the lower energy band and emits the extra energy as light (Holmes, Clark, Elkinton & Harris. 2014, 97-98.)

When the image is acquired the cassette is taken into the image reading device where the cassette is scanned by a laser beam. The latent image in the plate starts to emit light that is captured by photosensitive receptors and converted into an electrical signal (Carlton & Adler 2006, 358.) CR mammography cassettes can be single-sided or double-sided. Double-sided cassettes require an image reading device which is able to do double-sided reading. Double-sided reading increases DQE (Fujifilm, referred 28.1.2017).

26.Dia -Photon counting detectors

In traditional detectors like CR plates, amorphous silicon and amorphous selenium, the signal is created by the charge accumulated in the pixels. The effect of the photon energy depends on how much charge each incoming photon creates. Photons have different energies and the higher energy photons give higher statistical weight compared to the lower energy photons. But the lower energy photons carry more contrast information and should be given more statistical weight.

X-ray photons react one by one with the detector and are digital by nature. Traditional detectors first convert the digital signal of the x-ray photons into an analog signal, for example into electric charge, light or both, and then convert the analog signal back into a digital one. Each conversion step is a possibility to lose some signal and add noise.

Photon counting detectors convert the x-rays into an electric pulse which is a digital signal and is registered to by the counter whenever the charge reaches the threshold. The threshold is set to an optimal level for mammography, so that the electric noise does not trigger the counter, but the lowest energy x-rays do. Each x-ray photon above the threshold is registered and it contributes the same amount to the image signal even though they have different energies. (Philips medical 2011, referred 28.1.2017.)

27.Dia – Photon counting detectors

When the x-ray photon interacts with the detector it creates electron hole pairs. Only 3.6eV is needed to create an electron hole pair, so one x-ray photon actually creates thousands of electron hole pairs and no amplification is needed. Bias voltage is applied to the opposite sides of the electrodes in the detector to create a bias field. The electrons are swept to the side of positive voltage and the holes to the opposite side. This event creates a small electrical signal in the electrodes

(Philips medical 2011, referred 12.2.2017.) The hole moves when the electron from a neighbouring atom moves, filling the hole and leaving a new hole in its previous location (Morris 2003, referred 26.02.2017).

28.Dia -Photon counting slit scanning system

Slit system has a pre collimator and post collimator.

29.Dia -Photon counting slit scanning system

The slit scanning system has a linear detector consisting of only one pixel row. A multiple-slit scanning system has a number of these linear slits for a faster image acquisition and a lighter tube load. The slit scanning system has a higher x-ray tube load that is compensated by using a larger anode disc. The slit scanning system has a pre-collimator to remove the x-rays not travelling towards the detector. The post-collimator absorbs the scattered x-rays from the breast. The breast is scanned by continuous movement and the detector is read every 2ms. The slit scanning system can remove 97% of the scattered radiation without using a grid (Philips medical 2011, referred 28.1.2017).

30. ja 31.Dia -Sources