

## Stråledose til screena kvinner i Mammografiprogrammet i 2005 og 2006



**Referanse:**

Hauge IHR, Bredholt K, Pedersen K. Stråledose til screena kvinner i Mammografiprogrammet i 2005 og 2006. StrålevernRapport 2007:6. Østerås: Norwegian Radiation Protection Authority, 2007. Language: Norwegian.

**Emneord:**

Mammografi. Mammografiscreening. Gjennomsnittlig kjerteldose (AGD). Stråledose.

**Resymé:**

Radiografane rapporterer inn eksponeringsdata for om lag 50 kvinner i året til Statens strålevern. På grunnlag av rapporterte data frå alle laboratorium som er med i Mammografiprogrammet er det rekna ut gjennomsnittleg absorbert brystkjerteldose til dei screena kvinnene.

**Reference:**

Hauge IHR, Bredholt K, Pedersen K. Radiation doses to screened women in the Norwegian Breast Cancer Screening Program in 2005 and 2006. StrålevernRapport 2007:6. Østerås: Statens strålevern, 2007.

**Key words:**

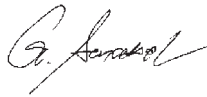
Mammography. Mammography screening. Average Glandular Dose (AGD). Radiation doses.

**Abstract:**

The radiographers report exposure data for approximately 50 women annually to the Norwegian Radiation Protection Authority. Based on reported data from all laboratories involved in the Norwegian Breast Cancer Screening Program average glandular dose (AGD) to the screened women has been calculated.

Prosjektleder: Ingrid Helen Ryste Hauge.

*Godkjent:*



Gunnar Saxebøl, avdelingsdirektør, Avdeling strålevern og sikkerhet

57 sider.

Utgjeven 2007-06-15.

Opplag 150 (07-06).

Form, omslag: LoboMedia AS.

Trykk: LoboMedia AS, Oslo.

Framsida: Illustrasjon – Kari C. Toverud MS CMI (sertifisert medisinsk illustratør),  
mammografifoto – Anita Treidene-Studer.

**Bestillast frå:**

Statens strålevern, Postboks 55, No-1332 Østerås, Norge.

Telefon 67 16 25 00, faks 67 14 74 07, e-post: nrpa@nrpa.no, www.nrpa.no

ISSN 0804-4910

# Stråledose til screena kvinner i Mammografiprogrammet i 2005 og 2006

Ingrid Helen Ryste Hauge

Kirsti Bredholt

Kristin Pedersen

**Statens strålevern**

Norwegian Radiation  
Protection Authority  
Østerås, 2007



---

## FORORD

Mammografiprogrammet inviterer alle norske kvinner i alderen 50-69 år annakvart år til screeningundersøking for brystkreft. Målsetjinga med programmet er å redusere død som følge av brystkreft med 30 % blant dei inviterte. Undersøkingemetoden er røntgenavbilding av brysta, kalla mammografi. Her nyttast røntgenstråling, som reknast å kunne ha ein liten kreftinduserande effekt som ein må ta omsyn til. Stråledose kan mellom anna gå inn i vurderingar der ein ser på forholdet mellom vinst (sparte liv) og tap (eventuelle nye tilfelle av kreft som følge av strålinga). For å gjere slike vurderingar treng ein blant anna kunnskap om storleiken på stråledosen ved ei undersøking og risikoen for å indusere kreft ved slike dosar.

I ein tidlegare rapport (8) vurderte vi ulike metodar for utrekning av stråledose til brystkjertellev og kom fram til ei tilråding for kva metode vi meinte burde nyttast. Vi rapporterte òg dosar frå 13 screeninglaboratorium. I denne rapporten har vi med data frå alle screeninglaboratoria i Mammografiprogrammet. Vi ynskjer her

- Å få eit inntrykk av storleiken på dosane til screena kvinner i Mammografiprogrammet.
- Å samanlikne dosar ved analoge og digitale laboratorium.
- Å sjå på ulike omstende knytt til undersøkinga som kan ha innverknad på dosenivået.
- Å kome med forslag til tiltak som kan vere med på å redusere dosenivået i heile programmet eller ved einskilde einingar, dersom vi meiner at det finst eit potensiale for slik reduksjon utan fare for reduksjon i kvaliteten på bileta.

Vurdering av strålerisiko er ikkje tatt med i denne rapporten, men doseverdiane vi har kome fram til vil kunne nyttast i ei slik vurdering seinare.

Radiografar ved screeningeinjingane som inngår i undersøkinga registrerte alle naudsynte data om undersøkingane. Dette er ein del av kvalitetskontrollrutinane omtala i Kvalitetsmanualen for Mammografiprogrammet (5). Ida W. Ormberg, tidlegare ved Strålevernet, medverka ved dei tekniske målingane på mammografiapparata. Ragnhild Sørum ved Kreftregisteret medverka med data om aldersfordelinga for frammøtte kvinner i Mammografiprogrammet og med råd gjeldande statistisk analyse. Strålevernet takkar desse for innsatsen i samband med denne rapporten.



---

# Innhald

---

<b>FORORD</b>	<b>3</b>
<b>Innhald</b>	<b>5</b>
<b>Samandrag</b>	<b>7</b>
<b>Summary</b>	<b>9</b>
<b>1 Innleiing</b>	<b>11</b>
<b>2 Dosimetri i mammografi</b>	<b>13</b>
2.1 Omrekning frå målt inngangsdose til kjerteldose	13
<b>3 Eksponeringsdata, målingar og utrekningar</b>	<b>15</b>
3.1 Eksponeringsdata frå screeninglaboratoria	15
3.1.1 <i>Brysttjukkuleik</i>	16
3.2 Målingar utført på mammografiapparata	17
3.2.1 <i>Dose ved inngangsflata</i>	17
3.2.2 <i>Halvverdilag - HVL</i>	18
3.3 Utrekning av gjennomsnittleg brystkjerteldose	19
3.4 “European protocol on dosimetry in mammography”	19
3.4.1 <i>Eksponeringsdata frå screeninglaboratoria</i>	19
3.4.2 <i>Måling av stråleutbytte</i>	20
3.4.3 <i>Måling av halvverdilag (HVL)</i>	20
3.4.4 <i>Utrekning av gjennomsnittleg brystkjerteldose</i>	20
3.5 “European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis”	20
<b>4 Resultat</b>	<b>21</b>
4.1 Inkluderte data	21
4.2 Utstyr og screeningmetode	21
4.2.1 <i>Mammografiapparat og val av anode, filter og røyrspanning</i>	21
4.2.2 <i>Film og framkallingsutstyr</i>	26
4.2.3 <i>Screeningmetode og bilet-taking</i>	27
4.2.4 <i>Alder</i>	28
4.2.5 <i>Kompresjonskraft</i>	29

---

4.2.6	Tjukkeleik	32
4.3	Gjennomsnittleg brystkjerteldose og dosefordeling	34
4.4	Samanheng mellom brysttjukkeleik og dose	38
4.5	Dose til eit standardbryst	41
4.6	Einskildtilfelle med høge dosar	46
4.7	Dose oppgitt av mammografen/systemet samanlikna med utrekna dose	46
4.7.1	Analoge røntgenapparat: Instrumentarium Diamond	46
4.7.2	Digitale røntgenapparat: GE Senographe DS og Senographe 2000D	47
4.8	Samanlikning mellom dosane frå 2004- 2005 og 2005- 2006	47
<b>5</b>	<b>Diskusjon</b>	<b>48</b>
5.1	Inkluderte data	48
5.2	Utstyr og screeningmetode	48
5.3	Alder, kompresjonskraft og brysttjukkeleik	49
5.4	Gjennomsnittleg brystkjerteldose og dosefordeling for analogt og digitalt utstyr	50
5.5	Samanheng mellom brysttjukkeleik og dose	50
5.6	Dose til eit standardbryst	51
5.7	Eksponeeringar per undersøking	51
5.8	Einskildtilfelle med høge dosar	52
5.9	Dose oppgitt av mammografen/systemet i forhold til utrekna dose	53
<b>6</b>	<b>Konklusjon</b>	<b>54</b>
<b>7</b>	<b>Referanseliste</b>	<b>56</b>



---

## Samandrag

Denne rapporten handlar om stråledosar i Mammografiprogrammet. Grunnlaget for rapporten er eksponeringsdata for 1337 kvinner undersøkt med analog teknikk og 199 kvinner undersøkt med digital teknikk. Registreringane vart gjort av lokale radiografar ved 28 screening-laboratorium med analogt utstyr og fire screeninglaboratorium med digitalt utstyr i perioden mai 2005 til juli 2006.

For utrekning av dosar til screena kvinner har vi nytta følgjande formel:

$$AGD = K \cdot g \cdot s$$

der AGD ("Average Glandular Dose") er gjennomsnittleg dose til kjertelvevet,  $K$  er kerma fritt i luft (samsvarar med dosen til overflata),  $g$  er ein overgangsfaktor som er henta frå Dance (17), og  $s$  er korreksjon for strålekvalitet frå Dance et al. (13).

Vi finn at gjennomsnittleg dose til kjertelvevet for dei til saman 1536 screena kvinnene var:

- 1,20 mGy (95 % konfidensintervall (KI): 1,19 mGy-1,21 mGy) for frontprojeksjonen
- 1,34 mGy (95 % KI: 1,32 mGy-1,36 mGy) for skråprojeksjonen og
- 2,60 mGy (95 % KI: 2,55 mGy-2,65 mGy) for heile undersøkinga.

Dosen for heile undersøkinga blir rekna ut som summen av alle eksponeringar for ei kvinne delt på talet bryst fordi organet bryst i strålevernssamanheng er definert å omfatte begge bryst.

Ser vi på resultat frå laboratorium med analogt og digitalt utstyr kvar for seg, finn vi følgjande verdiar for gjennomsnittleg kjerteldose for undersøkingar gjort med analogt røntgenutstyr:

- 1,12 mGy (95 % KI: 1,11 mGy-1,13 mGy) for frontprojeksjonen,
- 1,29 mGy (95 % KI: 1,27 mGy-1,31 mGy) for skråprojeksjonen og
- 2,56 mGy (95 % KI: 2,51 mGy-2,61 mGy) for heile undersøkinga.

Dosen aukar med aukande brysttjukkuleik, men auken er mindre ved bruk av mammografiapparat med programautomatikk og fleire val når det gjeld strålekvalitet (kombinasjonen av anode- og filtermateriale og røyrspenning) samanlikna med apparat som ikkje tilbyr desse vala. Ved nokre få analoge laboratorium nyttar ein ikkje programautomatikken sjølv om dette er tilgjengeleg. Hadde ein her tatt i bruk programautomatikken, ville ein truleg redusere dosane til tjukke bryst. Kva innstillingar ein bør nytte for programautomatikken bør helst vere del av ein optimaliseringsstudie.

For undersøkingar gjort med digitalt røntgenutstyr finn vi følgjande verdiar for gjennomsnittleg kjerteldose:

- 1,37 mGy (95 % KI: 1,32 mGy-1,42 mGy) for frontprojeksjonen,
- 1,50 mGy (95 % KI: 1,43 mGy-1,57 mGy) for skråprojeksjonen og
- 2,92 mGy (95 % KI: 2,75 mGy-3,09 mGy) for heile undersøkinga.

Skilnaden i dose mellom frontprojeksjonen, skråprojeksjonen og heile undersøkinga i vårt materiale er signifikant for undersøkingar gjort med analogt og digitalt utstyr ( $p < 0,05$  for frontprojeksjonen, skråprojeksjonen og for heile undersøkinga). Vi understrekar at ein må vakte seg for å dra generelle konklusjonar på bakgrunn av dette kva gjeld tilhøvet mellom

---

dosar med analogt og digitalt utstyr. Dei fire laboratoria som nyttar digital teknikk har utstyr som kjem frå tre ulike produsentar. Går ein inn på enkeltlaboratoria, vil ein sjå at dosane ved desse både er blant dei lågaste og høgaste i materialet. Dette har sin bakgrunn i at dei digitale detektorane kan gje tilfredsstillande bilete over eit stort spenn av doseverdiar. Dels fordi dei ulike detektorane har ulike eigenskapar og dels fordi dei einskilte produsentane har litt ulik filosofi kva gjeld balansen mellom kvaliteten på bileta og dose, har dei valt å operere ved noko ulike dosenivå. For alle dei digitale systema ville det vore interessant å sjå på biletkvalitet og dosenivå i samanheng for å finne ut om mammografane blir brukte ved eit optimalt dosenivå.

I 2004-2005 fann vi for 13 laboratorium med analogt utstyr følgjande verdiar:

- 1,17 mGy (95 %KI: 1,15 mGy-1,19 mGy) for frontprojeksjonen,
- 1,35 mGy (95 % KI: 1,32 mGy-1,38 mGy) for skråprojeksjonen og
- 2,55 mGy (95 % KI: 2,48 mGy-2,62 mGy) for heile undersøkinga.

Ei samanlikning mellom datamateriala frå 2004-2005 og 2005-2006 syner at skilnadane i dose for respektive frontprojeksjonen og skråprojeksjonen ikkje er signifikant ( $p > 0,05$ ), medan skilnaden i dose for ei undersøking er signifikant ( $p < 0,05$ ).

---

## Summary

This is a report on radiation doses in the Norwegian Breast Cancer Screening Program (NBCSP). It is based on exposure data for 1337 women examined using analogue technique and 199 women examined using digital technique. The data was registered by local radiographers at 28 laboratories with analogue equipment and four laboratories with digital equipment between May 2005 and July 2006.

For calculation of dose to screened women we have used the following formula:

$$AGD = K \cdot g \cdot s$$

where AGD is average glandular dose,  $K$  is kerma free in air (corresponding to surface dose),  $g$  is a conversion factor from Dance (17), and  $s$  is the conversion factor for radiation quality from Dance et al. (13).

The average glandular dose for the 1536 women that were examined was:

- 1,20 mGy (95 % confidence interval (CI): 1,19 mGy-1,21 mGy) for the frontal view
- 1,34 mGy (95 % CI: 1,32 mGy-1,36 mGy) for the oblique view and
- 2,60 mGy (95 % CI: 2,55 mGy-2,65 mGy) for the entire examination.

The dose for the entire examination is calculated as the sum of all exposures for a woman averaged over the number of breasts because in radiation protection terms the organ breast is defined to consist of both breasts.

If we look at the results from laboratories with analogue and digital equipment separately, we find the following values for average glandular dose for examinations with analogue equipment:

- 1,12 mGy (95 % CI: 1,11 mGy-1,13 mGy) for the frontal view,
- 1,29 mGy (95 % CI: 1,27 mGy-1,31 mGy) for the oblique view and
- 2,56 mGy (95 % CI: 2,51 mGy-2,61 mGy) for the entire examination.

The dose increases with increasing breast thickness, but this increase is smaller when mammography systems with automatic selection of exposure factors (target and filter material, tube voltage) are used. At a few sites with analogue equipment, automatic selection of exposure factors is not used even though it is available. Were this feature is used, a reduction of the dose to thicker breasts would probably be seen. The setup of the automatic selection system should preferably be arrived at through an optimisation study.

For examinations with digital equipment we find the following values for average glandular dose:

- 1,37 mGy (95 % CI: 1,32 mGy-1,42 mGy) for the frontal view,
- 1,50 mGy (95 % CI: 1,43 mGy-1,57 mGy) for the oblique view and
- 2,92 mGy (95 % CI: 2,75 mGy-3,09 mGy) for an examination.

---

The difference in dose between the frontal view, the oblique view and the entire examination in our material is significant between examinations done with analogue and digital equipment ( $p < 0,05$  for the frontal view, oblique view and for the full examination). We point out that one should not draw general conclusions with regard to the relationship between doses with analogue and digital equipment on the background of these findings. The four laboratories using digital technique have equipment from three different manufacturers. If one looks at the results from each individual laboratory, one finds that the doses are both among the lowest and the highest in the material. The reason for this is that the digital detectors can give acceptable images over a large range of dose values. Partly because the different detectors have different properties and partly because the manufacturers have slightly different philosophies with regard to the balance between image quality and dose, they have chosen to operate at somewhat different dose levels. For all the digital systems it would be interesting to look at image quality and dose level combined, to find out whether they are operated at optimal dose levels.

For the period 2004-2005 we found the following values for 13 laboratories with analogue equipment:

- 1,17 mGy (95 % CI: 1,15 mGy-1,19 mGy) for the frontal view,
- 1,35 mGy (95 % CI: 1,32 mGy-1,38 mGy) for the oblique view and
- 2,55 mGy (95 % CI: 2,48 mGy-2,62 mGy) for an examination.

A comparison between the data material from 2004-2005 and 2005-2006 shows that the difference in dose between the frontal view and the oblique view in our material is not significant ( $p > 0,05$ ), while the difference in dose for a full examination is significant ( $p < 0,05$ ).

---

# 1 Innleiing

Den internasjonale strålevernkommissjonen ICRP (International Commission on Radiological Protection) gjev to grunnprinsipp for strålevern innan medisinsk bruk av stråling. Bruken skal vere 1) velgrunna ("justified") og 2) optimalisert (stråledosen bør vere "as low as reasonably achievable" – det såkalla ALARA-prinsippet) (1). Desse prinsippa er òg nedfelte i nasjonalt regelverk, nærare bestemt i strålevernlova (2) med forskrift (3). Årsaka er den potensielt kreftframkallande (carcinogene) risiko strålinga inneber. Innan diagnostisk radiologi, som mammografi høyrer til, tyder optimalisering at stråledosen til pasienten skal haldast så låg som mogleg, samstundes som ein oppnår ein kvalitet på bileta som sikrar ei fullgod diagnostisering. Vurdering av stråledosen til brysta er derfor ein viktig del av kvalitetskontrollen innan mammografi, og det er vanleg å nytte parameteren *gjennomsnittleg dose til kjertelvevet* ("Average Glandular Dose" - AGD).

Frå 2004 blir alle norske kvinner i alderen 50 til 69 år inviterte annakvart år til mammografiscreening i det offentlege Mammografiprogrammet. Til saman er det fleire enn 460 000 kvinner i denne aldersgruppa. Av dei som møter opp er det kring 0,6 % som faktisk har brystkreft (2). Fordi nesten alle dei undersøkte kvinnene er friske, er det særskilt høge krav til kvaliteten i alle ledd av screeningprosessen. Kvalitetskrava finst i Kvalitetsmanualen (5) som er gjort gjeldande innanfor programmet. Prosedyrar for oppfølging av kvaliteten på det tekniske utstyret, såkalla teknisk kvalitetskontroll, er utarbeidd av Statens strålevern og finst i kapittel 10 (Konstanskontrollar) og 11 (Statuskontrollar). Prosedyrane for konstanskontrollar er òg publisert i ein særskild StrålevernRapport (6). Testane i kapittel 10 utførast lokalt av radiografar. Ei gruppe på Strålevernet er ansvarleg for testane i kapittel 11, som gjennomførast som ein årleg statuskontroll ved alle mammografilaboratoria knytt til Mammografiprogrammet. Det er førebels berre skreve protokollar for teknisk kvalitetskontroll for analogt mammografiutstyr.

Kapitla med teknisk kvalitetskontroll inneheld to ulike prosedyrar for måling og vurdering av stråledose. Utrekning av AGD for ei såkalla referanseeksponering vert skildra i kapittel 11, avsnitt 4.10 *Midlere absorbert brystkjerteldose*. Denne testen er ein del av den årlege statuskontrollen. Dosa vert her rekna ut for eksponering av eit såkalla standardbryst, det vil seie eit fantom laga av materiale som liknar på vev og tjukkeleik 45 mm. Innstilling av apparaturen skal svare til innstillinga for eit vanleg bryst med same tjukkeleik. Denne typen målingar er til nytte i samband med samanlikning med fastsette dosegrenser, samanlikning av ulike innstillingar for å ta bilete, og som del av kvalitetssikringa når ytinga til mammografiutstyr skal vurderast.

Dei faktiske dosane til dei undersøkte kvinnene er avhengige av forhold ved den einkilde eksponeringa, mellom anna eigenskapar hos brystet (tjukkeleik, kjertelinnhald), og kva for eksponeringsparametrar som vert nytta. For å få informasjon om dosane til dei undersøkte kvinnene, må ein derfor gjere utrekningar med data frå verkelege mammografiundersøkingar. I den siste versjonen av Kvalitetsmanualen frå 2003, kapittel 10, er det stilt krav om årleg registrering av data naudsynte for doseutrekningar for 50 kvinner ved kvart screeninglaboratorium. Dette er i tråd med forskrifta frå 21. november 2003 nr. 1362 om strålevern og

---

bruk av stråling ("strålevernforskriften"), der det i § 31 står som følger: "Virksomheten skal ha oversikt over representative doser/administrert aktivitet til pasienter ved typiske røntgendiagnostiske og nukleærmedisinske undersøkelser".

Det er lagt til rette for innrapportering av eksponeringsdata i databaseprogrammet TKK (Teknisk KvalitetsKontroll) som no er installert ved dei fleste brystdiagnostiske senter (BDS) og screeninglaboratorium. Programmet er omtala nærare i StrålevernRapport 2005:9: "Statens strålevern i Mammografiprogrammet. Databaseprogram for kvalitetskontrollresultater" (7).

Sjølve utrekninga av dosane er ikkje omtala i Kvalitetsmanualen. I StrålevernRapport 2005:12 (8) samanlikna vi ulike metodar og variantar for slike doseutrekningar og kom fram til kva for metode vi ville nytte når vi skulle rekne ut doser til screena kvinner seinare. Den valde metoden er nytta i utrekningane i denne rapporten.

---

## 2 Dosimetri i mammografi

Som nemnt i innleiinga, er gjennomsnittleg dose til kjertelvevet ("Average Glandular Dose" - AGD) den dosen det er vanlegast å vurdere i mammografi. Denne kan ikkje målast direkte, men reknast ut under visse føresetnadar frå dosestorleikar målt ved overflata til brystet. Luftkerma ved inngangsflata ("Entrance Surface Air KERMA" - ESAK), fritt i luft, (det vil seie utan tilbakespreiing) er den mest nytta storleiken.

Kjerteldosen, AGD, estimerast ved å multiplisere dosestorleiken ved overflata, ESAK, med ein *overgangsfaktor*. Denne er avhengig av karakteristiske eigenskapar til det bestrålte brystet (tjukkheit og kjertelinnehald) og strålinga som vert nytta (strålekvalitet uttrykt ved anode- og filtermateriale, røyrspenning og halvverdilag (HVL)). Overgangsfaktorane har ein kome fram til gjennom matematiske simuleringar, såkalla Monte Carlo-utrekningar. Der nyttast ein matematisk modell for bestrålinga, der karakteristiske eigenskapar til det bestrålte objektet og strålefeltet som vekselverkar med det, inngår. Sidan forskjellige forskarar nyttar litt ulike modellar og metodar, kjem dei òg fram til faktorar som ikkje er heilt like.

Innhaldet av kjertelvev i brysta er ein av eigenskapane som er med på å avgjere storleiken på kjerteldosen. Men det er ikkje ei triviell oppgåve å bestemme kjertelinnhaldet for kvart enkelt bryst. I startfasen med å utarbeide modellar for utrekning av kjerteldosen valde ein å tilordne alle dei undersøkte brysta ein "standardtettleik" på 50 % kjertelvev. Denne framgangsmåten er blant anna tilrådd i "European protocol on dosimetry in mammography" (8).

Seinare har ein utvida modellane og utrekningane slik at ein har overgangsfaktorar også for andre tettleikar enn 50 %. Ein må då vite kor mykje kjertelvev kvart bryst inneheld. Den beste måten å finne fram til kor mykje kjertelvev kvart bryst inneheld, er truleg å ta utgangspunkt i bileta (mammogramma), noko som er særskild tidkrevjande. Denne metoden vart mellom anna nytta av Eklund et al. (10). Alternativt har ein estimert kjertelinnhaldet ved å samanlikne eksponeringsdata frå verkelege bryst med data frå fantom med same tjukkheit og kjend tettleik (11, 12) eller via Monte Carlo-simuleringar (13). Resultata frå alle desse metodane viste ein samanheng mellom alder, komprimert brysttjukkheit og kjertelinnhald. Problematikken knytt til korrigeringsfaktorar på grunnlag av kjertelinnehald, vert nærare drøfta seinare i rapporten.

### 2.1 Omrekning frå målt inngangsdose til kjerteldose

Innan mammografi er det fleire forskingsmiljø som har publisert overgangsfaktorar for utrekning av AGD. I StrålevernRapport 2005:12 (8) vurderte og samanlikna vi fleire av desse, og kom fram til at vi i framtida ville nytte faktorar publisert av Dance (17) og Dance et al. (13).

---

I sin første publikasjon gjekk Dance (17) ut i frå at brystet er samansett av eit sentralt område med like store delar feitt- og kjertelvev (50 % kjertel og 50 % feitt) med eit 0,5 cm tjukt lag av feitt heilt ytst som omsluttar det sentrale området. Overgangsfaktorar, som Dance kallar  $g$ -faktorar, er rekna ut for bryst med tjukkeleik 2-8 cm. Han går ut i frå at ei brystsamansetning på 50 % kjertelvev vil vere ei god tilnærming for bryst med tjukkeleik i området 2-8 cm. Dei tabulerte verdiane er oppgitt som funksjon av halvverdilag (HVL) og brysttjukkeleik. HVL er oppgitt i steg på 0,05 frå 0,25 til 2,00 millimeter aluminium (mm Al). Brysttjukkeleik er oppgitt i heile centimeter frå 2 til 8 (4,5 cm er òg med). Ved andre HVL og tjukkeleikar må ein interpolere ut ifrå verdiane i tabellen.

Gjennomsnittleg absorbert brystkjerteldose AGD, hos Dance kalla  $D$ , finn ein frå produktet av kerma i luft som kjem inn ved overflata til brystet ( $K$ ), målt utan tilbakespreiing (tilsvarar storleiken ESAK introdusert tidlegare) og overgangsfaktoren frå kerma i luft til midla absorbert brystkjerteldose ( $g$ ):

$$AGD = K \cdot g \quad (\text{Formel 1})$$

Eininga for gjennomsnittleg absorbert brystkjerteldose er milligray (mGy).

I sin opphavlege artikkel gjekk altså Dance (17) ut i frå at brysta hadde 50 % kjertelinnhald. Eigentleg er det store variasjonar i kor mykje kjertelvev det finst i ulike kvinnebryst. Det er gjort fleire granskingar der ein relaterer mengde kjertelvev til kvinna sin alder og tjukkeleiken til brystet under kompresjon (10, 13, 19). Alle finn at tjukkare bryst har mindre kjertelvev enn tynnare bryst. I britiske granskingar konkluderer ein med at 50 % kjertelsamansetning berre gjeld for bryst som er om lag 4-6 cm tjukke. Britane ynskja derfor å kunne korrigera overgangsfaktorane avhengig av kjertelsamansetning. I tillegg var det behov for å inkludere fleire anode-/filterkombinasjonar og større brysttjukkeleikar i utrekningane.

Korreksjonsfaktorar til dei opphavlege  $g$ -faktorane blei publiserte av Dance et al. i 2000 (13). To nye faktorar vart introduserte: Faktoren  $c$  korrigerer for brysttettleik som skil seg frå 50 % kjertelvev og faktoren  $s$  korrigerer for ulike anode-/filterkombinasjonar.

Gjennomsnittleg brystkjerteldose vert då rekna ut etter følgjande formel:

$$AGD = K \cdot g \cdot c \cdot s \quad (\text{Formel 2})$$

der  $g$ -faktorane for tjukkeleik 2-8 cm er dei same som i (17). I tillegg publiserte dei  $g$ -faktorar for tjukkeleikar til og med 11 cm.

Det er ikkje gjort undersøkingar i Noreg kring forholdet mellom alder og komprimert brysttjukkeleik på eine sida og mengde kjertelvev på den andre. I StrålevernRapport 2005:12 (8) kom vi derfor fram til at vi ville korrigere for nytta anode-/filterkombinasjon, men ikkje kjertelinnhald. Gjennomsnittleg absorberte brystkjerteldose er derfor rekna ut etter følgjande formel i denne rapporten:

$$AGD = K \cdot g \cdot s \quad (\text{Formel 3})$$



---

## 3 Eksponeringsdata, målingar og utrekningar

Som omtala tidlegare, reknast den gjennomsnittlege brystkjerteldosen for ei eksponering (AGD) ut ved først å måle dosen ved overflata (ESAK). Forholdet mellom overflatedosen og kjerteldosen finn ein ved å nytte overgangsfaktorar (sjå kapittel 2.1). Til dette trengst data frå eksponeringa (avsnitt 3.1) i kombinasjon med målingar som er karakteristiske for det einskilde mammografiapparatet (avsnitt 3.2.1 og 3.2.2).

Data frå eksponeringane vart registrerte av radiografane på staden. Datainnsamlinga verkar i liten eller ingen grad inn på mammografiundersøkinga. Målingane for det einskilde mammografiapparatet vart gjort av Strålevernet. Detaljane i metoden er omtala nærare i dei følgjande avsnitta.

### 3.1 Eksponeringsdata frå screeninglaboratoria

Følgjande data skulle registrerast for kvar kvinne:

- Dato for undersøkinga
- Løpenummer
- Filmformat (18 x 24 cm eller 24 x 30 cm) for analoge system, bildeformat for digitale system med meir enn eitt format
- Fødselsår
- Projeksjon (høgre front, høgre skrå, venstre front, venstre skrå og eventuelle ekstra bilete)
- Komprimert brysttjukkuleik målt i millimeter (angitt på framsyningsvindaugget på mammografen eller i dei digitale bileta)
- Kompresjonskraft målt i kilogram (angitt på framsyningsvindaugget på mammografen eller i dei digitale bileta)
- Anode- og filtermaterialet som er nytta (stilt inn manuelt eller valt av programautomatikken)
- Røyrspenninga (kV) som er nytta (stilt inn manuelt eller valt av programautomatikken)
- Verdien for mAs som er nytta (visast etter kvar eksponering på mammografen sitt framsyningsvindaugget eller i dei digitale bileta)

Alle digitale mammografisystem og nokre analoge syner ein utrekna verdi for AGD for kvar eksponering. Desse verdiane blei i somme høve også registrerte.

I utgangspunktet gjerast det fire eksponeringar per kvinne, to av kvart bryst. Avvik eller feil av ulike slag kan gjere det naudsynt å gjenta ei eller fleire eksponeringar. Dersom brystet er

for stort til å få plass på ein film eller det tilgjengelige digitale biletformatet, gjerast to eller fleire eksponeringar der ulike (delvis overlappende) områder dekkjast etter tur.

I Mammografiprogrammet vert registrering, analyse og lagring av data frå teknisk kvalitetskontroll for analoge mammografisystem handsama i dataprogrammet TKK (Teknisk KvalitetsKontroll). Programmet er omtala i StrålevernRapport 2005:9 (7). I programmet er det mellom anna lagt til rette for rapportering av eksponeringsdata knytt til utrekning av dosar. Radiografane legg inn alle eksponeringsverdiane i programmet, desse blir då automatisk lagra i databasen. Strålevernet kan så hente ut data hjå seg. Figur 1 syner registreringsvindauget for eksponeringsverdiar i dataprogrammet. 27 av dei 28 analoge laboratoria rapporterte inn sine data via TKK. TKK er førebels ikkje lagt til rette for digitale system. Brukarar av slike system rapporterte derfor enten inn sine data på papirskjema, eller så henta Strålevernet sjølve ut eksponeringsparametrane for 50 kvinner frå informasjon lagra i det digitale biletarkiveringssystemet (PACS).

The screenshot shows the 'Teknisk kvalitetskontroll' software interface. The main window is titled 'Mammograf - Klinisk/Pasientdosemåling'. It contains several input fields and a table of exposure parameters.

Input fields:

- Kjøtt dato: 06.04.2005
- Kassettformat: 18x24
- Kvinner: 2
- Fødselsår: 1950

Projeksjon	Tykkelse (mm)	Kompresjon (kg)	Anode	Filter	Rørspenning (kV)	mAs
X Venstre CC	44	10,0	Mo	Mo	28	50,0
X Høyre CC	45	10,0	Mo	Mo	28	49,0
X Venstre MLO	50	10,0	Mo	Mo	28	55,0
X Høyre MLO	51	10,0	Mo	Mo	28	54,0

Buttons: Flere, Slett, Lagre, Avbryt, Vis, Lukk.

Registrette kvinner:

Dato	Kvinner	Kassettformat	Fødselsår	Kommentar
06.04.2005	1	18x24	1948	

Figur 1 Registreringsvindaug i dataprogrammet TKK slik radiografane ser det. Her blir naudsynte data for å kunne rekne ut pasientdosar lagt inn.

### 3.1.1 Brysttjukklikeik

Alle mammografane som var med i undersøkinga syner komprimert brysttjukklikeik. Verdien som visast, er knytt til posisjonen til kompresjonsplata. I praksis er kompresjonsplatane

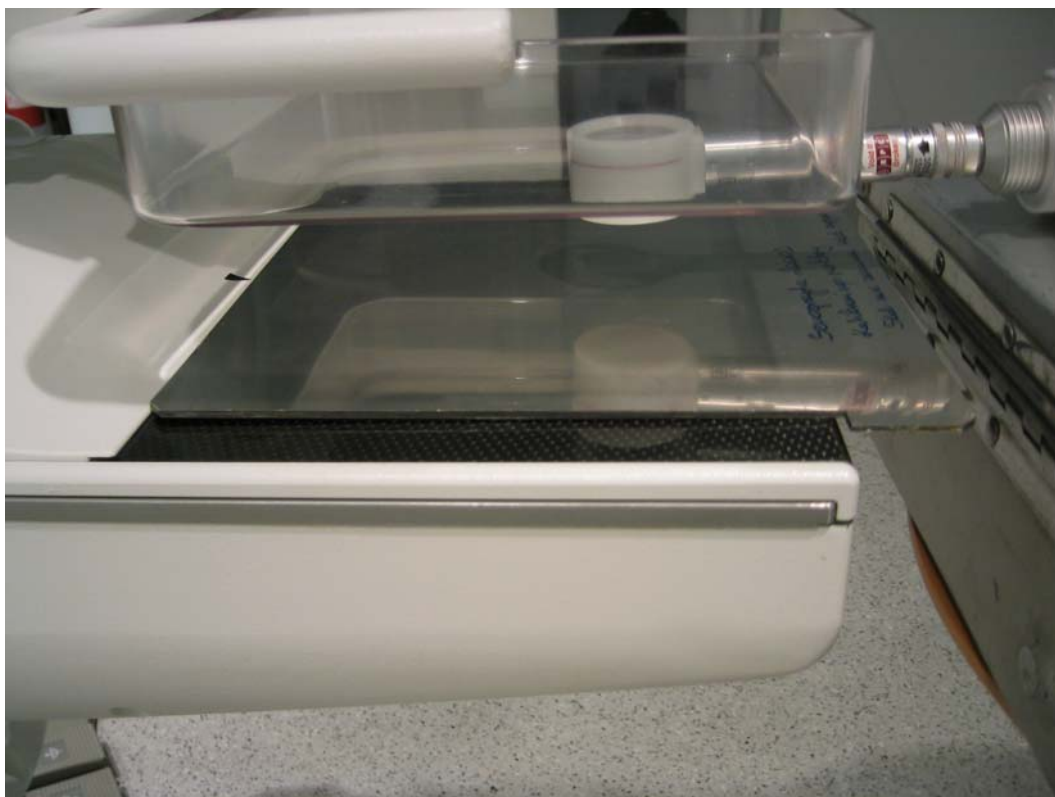
fleksible, det vil seie at dei bøyer seg noko under kompresjonen. Dess større kompresjonen er, dess meir vil kompresjonsplata bøye seg. Ideelt sett bør derfor tjukkleiken som vert lest av korrigerast i forhold til den nytta kompresjonskrafta. Dette vart gjort i ein tidlegare rapport om dosar til screeningkvinner (14). Metoden frå den gongen er tidkrevjande og upraktisk når talet på einingar som er med veks. Vi har derfor valt å ikkje gjere ein slik korreksjon denne gongen. Tjukkleikane som blei nytta for å rekne ut dosane er såleisdei som blei lest av på framsyningsvindauget på mammografane eller på dei digitale bileta.

## 3.2 Målingar utført på mammografiapparata

### 3.2.1 Dose ved inngangsflata

Stråleutbyttet blei målt ved hjelp av eit ionisasjonskammer. Tabell 1 gir ei oversikt over måleutstyret. Kammeret blei plassert med sentrum sentralt på objektbordet og 60 mm frå brystveggkanten (sjå Figur 2). Måleplanet var 45 mm over objektbordet. Kompresjonsplata blei justert slik at den blei ståande i kontakt med overflata til ionisasjonskammeret.

Stråleutbyttet blei målt for alle anode-/filterkombinasjonar og kV-verdiar som var nytta ved eksponering av kvinnene, og for mAs-verdiar som dekte det området som var blitt nytta ved desse eksponeringane.

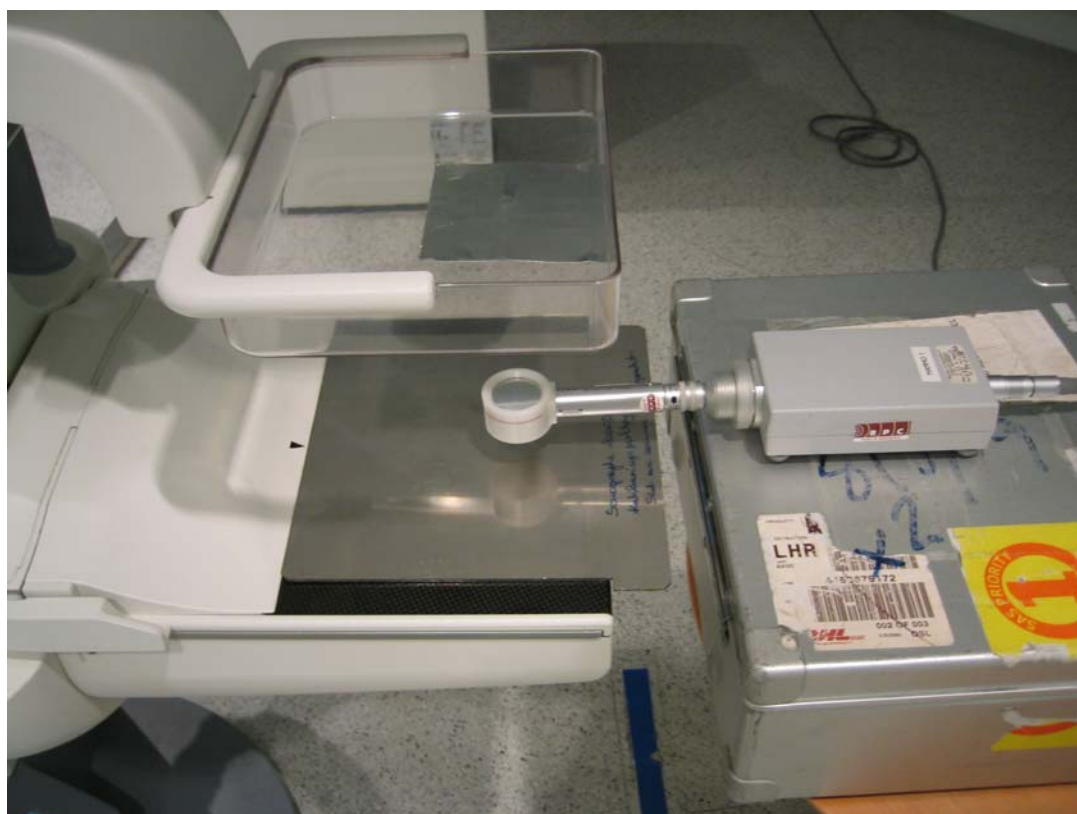


Figur 2 Oppsett for å måle stråleutbytte med ionisasjonskammer. For å verne den digitale detektoren plasserast ei bly- eller stålplate oppå objektbordet.

Frå dei målte verdiane blei ESAK per mAs rekna ut for måleposisjonen. Verdien ved andre høgder over bordet (det vil seie for andre brystjukklikeikar enn 45 mm) finn ein ved å korrigere for avstand. ESAK ved ei særskild eksponering finn ein vidare ved å multiplisera med aktuell mAs-verdi.

### 3.2.2 Halvverdilag - HVL

Kjennskap til halvverdilaget er naudsynt når rette overgangsfaktorar skal finnast for kvar eksponering. Ved dosemålingane som vart nytta til å rekne ut halvverdilaget, blei ionisasjonskammeret plassert med sentrum sentralt på objektbordet og 60 mm frå brystveggkanten. Måleplanet var 45 mm over objektbordet. Dosemålingane som blei nytta til å rekne ut halvverdilaget blei utført med kompresjonsplata i strålefeltet (sjå Figur 3). Utstyret som blei nytta til å måle HVL er gitt i Tabell 1.



Figur 3 Oppsett for å måle halvverdilag (HVL) med ionisasjonskammer. For å verne den digitale detektoren plasserast ei bly- eller stålplate oppå objektbordet.

Tabell 1 Oversikt over utstyret som blei nytta ved måling av stråleutbytte og halvverdilag (HVL).

Utstyr	Produsent	Modell
Radcal Ion Chamber	Radcal (Monrovia, USA)	Model 10x5-6M
Radcal Radiation Monitor Controller	Radcal (Monrovia, USA)	Model 9010
Radcal Electrometer/Ion chamber	Radcal (Monrovia, USA)	Model 9060
Aluminiumsfilter	Gammex RMI (Middleton, USA)	

---

### 3.3 Utrekning av gjennomsnittleg brystkjerteldose

Kva for ein overgangsfaktor ein skal nytte for kvar enkelt eksponering er avhengig av brysttjukkheit og HVL. HVL er igjen avhengig av den anode-/filterkombinasjonen og røyrspenninga (kV) som blei nytta under eksponeringa. I dei publiserte tabellane er ikkje alle moglege kombinasjonar av brysttjukkheit og HVL teke med, og derfor vil det vere naudsynt å interpolere ut frå tabellverdiane.

I Mammografiprogrammet har ein valt ein modell med to projeksjonar av kvart bryst: ein frontprojeksjon ("cranio-caudal" – CC) og ein skråprojeksjon ("medio-lateral oblique" – MLO). Ei komplett undersøking vil då som oftast vere samansett av totalt fire eksponeringar, to av kvart bryst. I nokre tilfelle rekk det ikkje med eitt bilete per projeksjon per bryst. Årsaka til dette er som oftast at ein ikkje får med heile brystet på filmen eller det tilgjengelege detektorarealet. Dette løysar ein ved å ta to eller fleire delvis overlappende bilete. Sjølv om ikkje heile brystet blei eksponert to (eller fleire) gonger, reknar vi likevel som om det var tilfellet når vi ser på dosen. Dette vert og tilrådd i den europeiske dosimetriprotokollen for mammografi (8, sjå òg avsnitt 3.4 ). Ein må gå ut ifrå at dette fører til ei viss overestimering av dosen i slike høve.

### 3.4 "European protocol on dosimetry in mammography"

I regi av EU-kommisjonen blei det i 1996 gjeve ut ein protokoll for dosimetri i mammografi (8). Protokollen tek føre seg både målingar på pasientar og med standardfantom. Han inneheld òg eit kapittel der bestemming av gjennomsnittleg kjerteldose blir gjennomgått i detalj.

#### 3.4.1 Eksponeringsdata frå screeninglaboratoria

Protokollen rår til at følgjande vert notert om pasienteksponeringane:

- Kva for utstyr som vert nytta
- Identifikasjon av pasienten (til dømes tal i stigande rekkefølge)
- Venstre/høgre bryst
- Projeksjon
- Tal på bilete for projeksjonen
- Oppatt-taking av bilete, med årsak
- Røyrspenning
- Anodemateriale
- Filtrering
- Fokusstorleik
- Eksponering (mAs)
- Brysttjukkheit

---

Alle disse elementa vart rapporterte i vår undersøking. Årsak til oppatt-taking av bilete kunne rapporterast i eit kommentarfelt, men var ikkje obligatorisk.

### 3.4.2 Måling av stråleutbytte

Følgjande metode vert tilrådd:

- Plasser stråledetektoren i referanseposisjonen, det vil seie 45 mm over objektbord, 60 mm frå brystveggsida og sentrert i forhold til sideretninga. Kompresjonsplata skal vere til stades mellom detektoren og røntgenrøret.
- Bruk manuell innstilling og bruk same røyrspenning, anode, filter og andre eksponeringsinnstillingar som vart nytta for pasientane.
- Mål og registrer verdier for luftkerma ved mAs-verdiar som omsluttar dei mAs-verdiar som har blitt nytta ved eksponering av kvinnene.

Vi fylgde desse tilrådingane i våre dosemålingar.

### 3.4.3 Måling av halvverdilag (HVL)

Følgjande metode vert tilrådd:

Målinga vert gjort i såkalla ”god geometri”, det vil seie med kollimering av strålen med til dømes ein blyblendar for å gjere innslaget av spreidd stråling så lite som mogleg.

Vi nyttar ikkje kollimering ved våre målingar. Verdiane vi finn for HVL er innafor det ein forventar. Vi trur derfor ikkje at avvik i metoden for måling av HVL skal ha noko vesentleg å seie for utrekninga av brystdosane.

### 3.4.4 Utrekning av gjennomsnittleg brystkjerteldose

Protokollen viser til overgangsfaktorane til Dance (17). Disse inkluderer ikkje korreksjon for strålekvalitet eller tettleik. Vi har rekna ut gjennomsnittleg brystkjerteldose med korreksjon for strålekvalitet.

## 3.5 “European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis”

EU-kommisjonen står bak retningslinjer for kvalitetskontroll i brystkreftscreening og -diagnostikk (23). Retningslinjene inneheld mellom anna ein protokoll for teknisk kvalitetskontroll: “European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening”. Når det gjeld dosimetri, skil denne seg frå dosimetriprotokollen omtala i kapittel 3.4 over ved at den viser til dei nyaste overgangsfaktorane til Dance et al. (13). Når det gjeld måleoppsett og så vidare, er det ingen skilnader.

---

## 4 Resultat

### 4.1 Inkluderte data

Det er viktig at tilstanden til utstyret ved innsamlinga av eksponeringsdata og ved målingane på mammografiapparata er så lik som mogleg. Det vil seie at målingane bør gjerast så nært som mogleg i tid i høve til registreringa av eksponeringsdata. I dei fleste tilfelle har Strålevernet gjort målingane i samband med ordinær årleg statuskontroll. Dette tyder i praksis at data for utrekning av dosar til undersøkte kvinner kjem inn jamt og trutt heile året. I denne rapporten har vi teke med data frå stadar som har rapportert frå mai 2005 til juli 2006.

Denne rapporten inneheld data frå alle screeninglaboratoria i Mammografiprogrammet, det vil seie i alt 32 laboratorium. Av desse hadde 28 analogt utstyr og fire hadde digitalt utstyr. Dei fleste har rapportert inn data for kring 50 kvinner, det minste talet var 13 og det høgste 56.

Av dei innsende dataa for analoge system blei totalt ni undersøkingar ekskluderte grunna skrivefeil. Vi enda då opp med ei datamengde på i alt 1365 kvinner. Overgangsfaktoren g finst ikkje for tjukkeikar under 20 mm og over 110 mm. Undersøkingar der det inngår ei eller fleire eksponeringar der komprimert brysttjukkuleik er utanfor dette området, er derfor ekskludert frå materialet. For analoge system er 25 undersøkingar ekskluderte grunna for tynt bryst (<20 mm) og ei grunna for tjukt bryst (>110 mm). I tillegg er to undersøkingar ekskluderte grunna manglande målingar av HVL og stråleutbytte for den nytta anode/filter/kV-kombinasjonen. Totalt er det derfor rekna ut doser for 1337 undersøkingar utført med analogt utstyr.

For dei digitale systema vart det i alt sendt inn data for 201 undersøkingar. To av dei innsende undersøkingane blei ekskluderte grunna skrivefeil eller mistanke om skrivefeil. Talet på undersøkingar med digitalt utstyr er derfor 199. Tabell 2 syner ei oversikt over korleis undersøkingane deler seg mellom analog og digital teknikk.

*Tabell 2 Fordeling av undersøkingar gjort med analog og digital teknikk.*

Type utstyr	Analogt	Digitalt
Tal på undersøkingar	1337	199

### 4.2 Utstyr og screeningmetode

#### 4.2.1 Mammografiapparat og val av anode, filter og røyrspenning

I tillegg til at dei kan vere analoge eller digitale, skil dei ulike mammografane som nyttast i Mammografiprogrammet seg frå kvarandre på eit par punkt som er viktige i samband med våre doseutrekningar:

1. Dei har til dels ulike anode-/filterkombinasjonar.

2. Det er skilnader i korleis automatisk val av eksponeringsparametrar går føre seg ved bruk av programautomatikk.

Tabell 3 (analoge system) og Tabell 4 (digitale system) syner ei oversikt over mammografane og deira eigenskapar. Vi ser at 24 av dei 28 mammografane med analogt detektorsystem i undersøkinga har fleire enn ein anode-/filterkombinasjon. For 20 av dei 24 vert programautomatikk nytta ved undersøking av kvinner. Alle dei digitale systema har fleire enn ein anode-/filterkombinasjon. Dei er òg alle utstyrte med programautomatikk, og denne vert nytta i alle fire høva.

Tabell 3 Oversikt over dei analoge mammografane som har blitt nytta ved utføring av pasientdosemålingane.

Modell	Siemens Mammomat 3000/3000 Nova	Siemens Mammomat 300	Instrumentarium Alpha	Instrumentarium Diamond	GE Senographe 800 T	GE CGR Senographe DMR
Tal	14	4	2	6	1	1
Anode-/filterkombinasjonar (nytta kV-område)	Mo/Mo (28, 29, 30, 31, 32) Mo/Rh (28, 29, 30) W/Rh (28, 29, 31)	Mo/Mo (29, 30)	Mo/Mo (23-33, 35) Mo/Rh (28-35)	Mo/Mo (26-31) Mo/Rh (28-34)	Mo/Mo (27, 28) Mo/Rh (27, 28)	Mo/Mo (27, 28) Mo/Rh (27) Rh/Rh (27)
Program-automatikk mogleg	Ja	Nei	Ja	Ja	Ja	Ja
Program-automatikk nytta	11	-	2	6	1	1
Tal på undersøkingar	690	202	99	297	13	36

Tabell 4 Oversikt over dei digitale mammografane som har blitt nytta ved utføring av pasientdosemålingane

Modell	Siemens Mammomat Novation DR	GE Senographe 2000 D	GE Senographe DS	Hologic Lorad Selenia
Tal	1	1	1	1
Anode-/filterkombinasjonar (nytta kV-område)	W/Rh (25, 27, 28, 32)	Mo/Mo (27-29) Mo/Rh (26-28) Rh/Rh (28-32)	Mo/Mo (25-26) Mo/Rh (27-29) Rh/Rh (29-31)	Mo/Mo (27, 28, 30, 31), Mo/Rh (32, 33)
Program-automatikk mogleg	Ja	Ja	Ja	Ja
Program-automatikk nytta	1	1 (AOP STD)	1 (AOP STD)	1 (Auto-kV)
Tal på undersøkingar	50	45	49	55



---

Mammografane med analogt detektorsystem frå Instrumentarium, Alpha og Diamond, tilbyr automatisk val av anode, filter og røyrspenning ved programmet "Auto-kV". Filtermateriale og forventa optimal røyrspenning vert valt på grunnlag av komprimert brysttjukkuleik. Etter 50 millisekund (ms) gjerast ein sjekk opp imot forventa eksponeringstid, og røyrspenning justerast eventuelt. Ny sjekk og eventuell justering gjerast etter 90 ms. Dette inneber at endeleg røyrspenning settast etter kring 100 ms. Eksponeringa vert broten når stråledetektoren som ligg bakom filmkassetten har mottatt eit på førehand innstilt signalnivå.

Største tillatne endring i røyrspenning stillast inn av serviceingeniøren. I følgje informasjon vi har fått frå leverandøren, har største tillatne endring i røyrspenning blitt satt til null, moglegvis ein for eitt apparat. Vi har ved våre utrekningar derfor nytta same verdi for røyrspenninga for heile eksponeringa, nærare bestemt den verdien for røyrspenninga som vart registrert etter kvar eksponering.

Siemens er representert med både analoge og digitalt system i undersøkinga. Den analoge modellen Siemens Mammomat 300 har ikkje programautomatikk. For dei andre systema (Siemens Mammomat 3000/3000 Nova og Siemens Mammomat Novation DS) inneber programautomatikk at mammografen, på grunnlag av komprimert brysttjukkuleik, tilrår ein av fire kombinasjonar av anode, filter og røyrspenning. Dei fire kombinasjonane kan veljast og programmerast lokalt, derfor kan programparametrane variere frå stad til stad. For dei analoge systema vert eksponeringa broten når stråledetektoren som ligg bakom filmkassetten har mottatt eit på førehand innstilt signalnivå. For det digitale systemet nyttast delar av detektoren til å styre storleiken på eksponeringa. Det er definert tre avgrensa område på detektoren, kvart bestående av ei rad med seks mindre ruter og ei rad innafor (på detektoren) den første med to ruter kant-i-kant med dei midtre to rutene i den lengste rada. Kvar rute er sett saman av eit tal pixlar som til saman dekkjer eit areal på  $9 \times 9 \text{ mm}^2$ . Signala frå pixlar innanfor kvar rute vert kombinert til eitt. Dei tre områda ligg i ein avstand frå 13 til 100 mm frå kanten av detektoren mot brystveggen. Kva for eit av dei tre områda som skal nyttast, kan avgjerast automatisk av systemet, eller veljast før eksponeringa av operatøren. Eksponeringstida som er naudsynt for å oppnå ein på førehand definert pixelverdi vert rekna ut av systemet ved at det først analyserar signalet etter ei kort førehandseksponering på 5 millisekund (ms).

Også General Electric (GE) er representert med både analoge (GE Senographe 800T, GE Senographe DMR) og digitale (GE Senographe 2000, GE Senographe DS) mammografisystem i denne undersøkinga. Alle fire modellane har ein programautomatikk kalla "AOP" ("Automatic Optimisation of Parameters"). Her kan ein velja mellom tre innstillingar der hovudvekt er lagt anten på optimalisering av dose ("DOSE"), kontrast ("CNT") eller eit kompromiss mellom desse ("STD"). Også her gjev komprimert brysttjukkuleik eit utgangspunkt for val av anode-/filterkombinasjon. For dei analoge modellane styrer signalet til ein stråledetektor bakom filmkassetten eksponeringa. For dei digitale modellane nyttast eit område på  $16 \times 14 \text{ cm}^2$  av sjølve detektoren til denne styringa. Etter ei kort førehandseksponering på 4 mAs, vert den endelege avgjerda teke om kva anode- og filtermateriale samt røyrspenning som skal nyttast for resten av eksponeringa. Det kan med andre ord hende at både anode- og filtermaterialet samt røyrspenning er noko anna for hovudeksponeringa enn for førehandseksponeringa. Nyttå anode, filter og

rørspenning verkar inn på kva overgangsfaktor og kva for stråleutbytte som skal nyttast i utrekninga av kjerteldosen.

Det er mogleg, men komplisert, å få tilgang på informasjon om kva for parametarar som har vorte nytta i førehandseksponeringane for dei analoge mammografisystema. Vi har ikkje freista å få til dette i samband med denne rapporten. I dei høva nytta anode, filter og rørspenning skiftar frå førehands- til hovudeksponeringa ville vi med andre ord ha rekna ut ei litt anna dose om vi hadde hatt kjennskap til parametrane frå førehandseksponeringa. For eksponeringar frå dei digitale systema ligg informasjon om parametrane lagra saman med anna informasjon knytt til bileta i det som vert kalla "DICOM header". Vi har heller ikkje leita fram denne informasjonen her. I ein publikasjon frå 2004, rekna Chevalier et al. ut dosar for 5034 pasientar undersøkte med eit mammografiapparat av typen GE Senographe 2000D (24). Chevalier et al. såg òg på kva slags anode-/filterkombinasjon som blei nytta ved førehandseksponeringa og ved sjølv hovudeksponeringa. For førehandseksponeringane så vart anode-/filterkombinasjonen Mo/Mo valt i 2 % av tilfella, Mo/Rh i 4 % av tilfella og Rh/Rh i 94 % av tilfella. For bryst som var tjukkare enn 35 mm vart Rh/Rh valt i 99,8 % av tilfella. For bryst som var tynnare enn 25 mm vart Mo/Mo valt i 72 % av tilfella. Den valte rørspenninga for førehandseksponeringa varierte frå 23 til 34 kV, og rørspenninga auka med aukande komprimert brysttjukkeleik. Fordelinga hos Chevalier et al. av sjølv hovudeksponeringa mellom dei ulike anode-/filterkombinasjonane er vist i Tabell 5. Den valte rørspenninga for hovudeksponeringa auka med aukande komprimert brysttjukkeleik og med aukande brystkjertelinnhald. For kvart val av anode-/filterkombinasjon blei det valt ei lang rekkje ulike kV-verdiar. Dei mest vanlege var 28 kV for Mo/Mo, 29 kV for Mo/Rh og 29 og 30 kV for Rh/Rh.

*Tabell 5 Fordelinga mellom dei ulike anode-/filterkombinasjonane for hovudeksponeringa hos Chevalier et al. (24).*

Anode-/filter-kombinasjon	Tjukkeleik			Totalt
	<35 mm	35-60 mm	>60 mm	Alle tjukkeleikar
Mo/Mo	75 %	7,5 %	Ikkje oppgitt	13 %
Mo/Rh	24 %	54 %	Ikkje oppgitt	40 %
Rh/Rh	1,5 %	38,5 %	91 %	47 %

Det var med andre ord ein tendens til at ein starta med rhodium anode og rhodium filter, men skifta til ein annan anode-/filterkombinasjon for ein relativt stor del av hovudeksponeringane.

Vi har gått gjennom eksponeringsdata som er rapportert inn frå eitt GE Senographe 2000D og eitt GE Senographe DS mammografiapparat, begge med digitalt detektorsystem, og sett på fordelinga mellom dei ulike anode-/filterkombinasjonane. Resultata er synt i Tabell 6 og Tabell 7.

Tabell 6 Fordeling av valt anode-/filterkombinasjon for dei innrapporterte eksponeringsfaktorane for kvinner undersøkt med GE Senographe 2000D mammograf.

Anode-/filterkombinasjon	Tjukkuleik			Totalt
	<35 mm	35-60 mm	>60 mm	Alle tjukkuleikar
Mo/Mo	80 %	5 %	0 %	13 %
Mo/Rh	20 %	56 %	17 %	46,5 %
Rh/Rh	0 %	39 %	83 %	40,5 %

Tabell 7 Fordeling av valt anode-/filterkombinasjon for dei innrapporterte eksponeringsfaktorane for kvinner undersøkt med GE Senographe DS mammograf

Anode-/filterkombinasjon	Tjukkuleik			Totalt
	<35 mm	35-60 mm	>60 mm	Alle tjukkuleikar
Mo/Mo	0 %	0 %	1 %	0,5 %
Mo/Rh	100 %	18 %	8 %	21,5 %
Rh/Rh	0 %	82 %	91 %	78 %

Senographe 2000D er ein tidlegare modell enn Senographe DS. Ser vi på fordelinga per tjukkuleik, er det godt samsvar mellom våre data frå GE Senographe 2000D og funna til Chevalier et al., som er frå eit mammografisystem av same modell. Våre data frå GE Senographe DS tyder på at det har vore ei forskyving mot bruk av anode-/filterkombinasjonen Rh/Rh også i hovudeksponeringa frå den første til den andre modellen. Om vi går ut i frå at rhodium anode og rhodium filter nyttast i minst like stor grad for førehandseksponeringane for denne apparatmodellen som for den førre, er det rimeleg å rekne med at for fleirtalet av eksponeringane vart rhodium anode og rhodium filter nytta i både førehands- og hovudeksponeringa. Potensialet for å nytte feil overgangsfaktor og stråleutbyte er såleis redusert. Det er elles interessant å merke seg at sjølv om dei to modellane er i bruk i same periode, er det ikkje gjort endringar i programautomatikken til den eldre modellen, slik at ei tilsvarande forskyving i nytta anode-/filterkombinasjon ikkje skjedde der.

Mammografiapparatet Hologic Lorad Selenia, med digitalt detektorsystem, har ulike moglegheiter når det gjeld val av eksponeringsparametrar. Undersøkingane som er med her, er gjort med bruk av automatisk eksponeringskontroll, nærare bestemt innstillingsvalet "Auto-Filter". I denne modusen settast filtermaterialet og røyrspenning automatisk av systemet med utgangspunkt i den komprimerte brysttjukkuleiken som apparatet registrerer. Systemet har berre eitt anodematerial, molybden, som derfor alltid blir nytta.

Når AEC nyttast, avgjerast eksponeringa (mAs) ved at systemet først gjer ei kort førehandseksponering. Denne er på 1,5 mAs for bryst under 2 cm, 5 mAs for bryst frå 2 cm til 6 cm, og 10 mAs for bryst tjukkare enn 6 cm. Delar av detektoren nyttast som signalsensor, operatøren kan velje ein av sju moglege posisjonar manuelt. Alternativt kan ein nytte

---

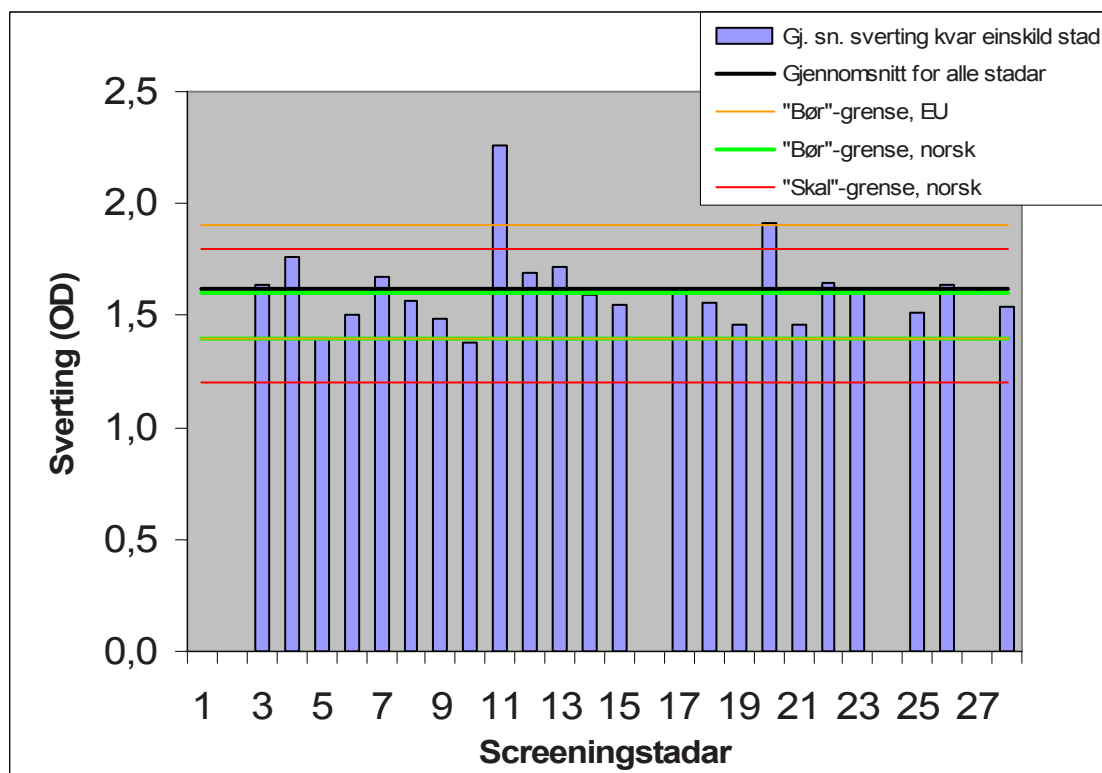
innstillinga "Auto Sensor" for å dekkje eit større del av brystet. I slike høve nyttast det området av detektoren som samsvarar med den aktuelle kompresjonsplata og posisjonen den har. Dette området er delt inn i område på kring 1 cm<sup>2</sup>. Dei to rutene med det lågaste signalnivået representerar tette område i brystvevet og styrer eksponeringstida under hovudeksponeringa. Verdien som rapporterast for mAs etter eksponeringa, er summen av verdiane frå førehands- og hovudeksponeringa.

#### 4.2.2 Film og framkallingsutstyr

Alle einingane med analogt utstyr nyttar same leverandør av film og framkallingsutstyr, dvs Kodak. 11 av laboratoria nytta film-/foliekombinasjonen Kodak Min-R 2000/2190. Dei 17 andre laboratoria nytta kombinasjonen Kodak Min-R EV/Min-R EV 190.

Ved screeninglaboratoria med analogt utstyr vert svertingsnivået til filmen kontrollert dagleg gjennom testen "AEC-Reproduserbarhet". Vi har tilgang til svertingsdata frå 23 av dei 28 laboratoria, sjå Figur 4. Det er ikkje lagt inn svertingsdata i TKK for laboratorium 1, 2, 16, 24 og 27. Laboratorium 1, 2 og 24 hadde ikkje fått installert TKK, og laboratorium 16 hadde ein periode problem med TKK medan laboratorium 27 ikkje la inn data i TKK.

Vi har rekna ut gjennomsnittssvertinga ved kvar av dei 23 laboratoria for den månaden doseregistreringa vart gjort. Middelverdien av desse 23 verdiane er 1,62 OD (Optical Density). Den lågaste utrekna "månadssvertinga" for eit laboratorium var 1,38 OD, den høgaste var 2,26 OD. Laboratoriet som hadde høgast sverting var ei mobil eining. Svertinga på 2,26 OD er den gjennomsnittlege svertinga for testane utført i november 2005. Den 14. november blei det bestemt å nytte eit lågare korreksjonstrinn (-1,5) ved denne testen, noko som er meir i samsvar med testprosedyren, sidan det var korreksjonstrinnet som vart nytta ved eksponering av kvinnene. Ein har truleg nytta korreksjonstrinn 0, som vil gje eit høgare svertingsnivå, for dei daglege testane fram til denne dato. Den gjennomsnittlege svertinga for resten av perioden den mobile eininga vart nytta i dette fylket (t.o.m. 5. januar 2006), var om lag 1,80 OD. I Kvalitetsmanualen står det at svertinga skal vere mellom 1,2 OD og 1,8 OD og bør liggje mellom 1,4 OD og 1,6 OD. Denne tilrådinga har vore gjeldande sidan starten av Mammografiprogrammet og er basert på studiar med film- og folietypar som var tilgjengeleg fram til midten av 1990-talet. I "European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis" frå 2006 (23) foreslår dei at referanseverdien bør liggje i området 1,4 – 1,9, med andre ord same nedre "bør"-grense, men høgare øvre grense enn "bør"-kravet i Kvalitetsmanualen.



Figur 4 Gjennomsnittleg sverting for 23 av dei i alt 28 laboratoria med analogt utstyr. Av ulike grunnar manglar svertingsdata for laboratorium 1, 2, 16, 24 og 27. Svertinga er rekna ut på grunnlag av dei daglege testane for den månaden dosemålingane blei utført. Grenseverdiane ("bør" og "skal") som står i EU-protokollen og Kvalitetsmanualen er indikert i figuren. Den øvre norske "bør"-grensa er lik 1,60 medan gjennomsnittet for alle stadar er lik 1,62. I figuren er linja som indikerer gjennomsnittet for alle stadar delvis skjult av linja som indikerer den norske "bør"-grensa.

#### 4.2.3 Screeningmetode og bilet-taking

I Mammografiprogrammet har ein valt ein modell med to projeksjonar av kvart bryst: ein frontprojeksjon ("cranio-caudal" – CC) og ein skråprojeksjon ("medio-lateral oblique" – MLO). Ei komplett undersøking vil då som oftast vere samansett av totalt fire eksponeringar, to av kvart bryst. Det er viktig å merke seg at i strålevernssamanheng består organet bryst av alle (begge) bryst. Når ein rapporterer dose per undersøking, meiner ein middeldosen til heile organet. Denne kjem fram ved at ein legg saman alle einiskilddosane frå undersøkinga og deler på talet bryst, i regelen to. I nokre tilfelle finn ein det naudsynt å ta fleir enn fire bilete i ei undersøking. Dette kan vere fordi ein ikkje fekk med heile brystet på eitt bilete eller at ein var misnøgd med det første forsøket.

Ser vi på talet bilete og talet på undersøkte kvinner i vårt materiale frå dei analoge laboratoria, finn vi at det i gjennomsnitt er gjort 4,10 eksponeringar (5478/1337) per kvinne. Av dei 5478 eksponeringane gjort med analogt utstyr var 2705 (49,4 %) frontbilete og 2773 (50,6 %) skråbilete. Det varierer frå stad til stad kor vanleg det er å ta meir enn fire bilete. Ved 15 av dei 28 analoge laboratoria finn vi at det er teke akkurat fire bilete per kvinne. Tre laboratorium ligg litt under fire eksponeringar grunna undersøking av kvinner med berre eitt bryst, medan dei 10 andre laboratoria i gjennomsnitt tek fleire enn fire bilete per undersøking.

---

Analoge mammografisystem har to moglege filmformat, 18 cm x 24 cm og 24 cm x 30 cm. Det minste formatet nyttast som standard, men viss radiografane ser at eit bryst ikkje vil få plass på dette formatet, kan dei velje å nytte det store formatet. Ein vil då tru at tilgang på stort filmformat vil redusere trongen til å ta fleire enn fire bilete per undersøking. Filmformat vart registrert for kvar undersøking ved 25 av dei 28 analoge laboratoria. Kassetar med lite filmformat var einaste tilgjengelege alternativ to stadar. Den eine av desse stadane vart det teke fleire enn fire bilete i 45,6 % av undersøkingane, noko som gav 4,98 eksponeringar per kvinne. Tilsvarende tal frå den andre staden var fleire enn fire bilete i 30,6 % av undersøkingane og 4,76 eksponeringar per kvinne.

Ved tre av laboratoria som hadde tilgong på det store filmformatet, vart dette formatet ikkje nytta i undersøkingane som vart rapporterte. Blant dei som brukte det store filmformatet varierte bruken frå 2,1 % til 26,7 % av tilfella.

Med mammografane med digital detektor vart det i gjennomsnitt gjort 4,06 eksponeringar (807/199) per kvinne. Av desse 807 eksponeringane var 402 (49,8 %) frontprojeksjon og 405 (50,2 %) skråprojeksjon. Det var med andre ord ikkje stor skilnad mellom kor mange ekstrabilete det blei tatt for frontprojeksjonen samanlikna med skråprojeksjonen. Det er tatt fleire enn fire bilete per kvinne i gjennomsnitt ved alle laboratoria med digitalt utstyr. Mammografane GE Senographe 2000D og Senographe DR med digital detektor har berre eitt biletformat på kring 19 cm x 23 cm. For GE Senographe 2000D var det i snitt tatt 4,09 eksponeringar per kvinne, medan talet for GE Senographe DR var 4,08. Hologic Lorad Selenia har to format: lite (kring 18 cm x 23 cm) og stort (kring 23 cm x 29 cm). For Hologic Lorad Selenia var det tatt 4,04 eksponeringar per kvinne. Siemens Mammomat Novation DR har to biletformat, men berre det største, kring 23 cm x 29 cm, vart nytta ved undersøkingar som er med i denne rapporten. For Siemens Mammomat Novation DR var det tatt 4,02 eksponeringar per kvinne. For dei to GE-modellane, som berre har lite format, blei det med andre ord i snitt tatt fleire eksponeringar per kvinne enn for dei to andre digitale systema.

Ser ein alle undersøkingane under eitt, er det utført 4,09 (6285/1536) eksponeringar per kvinne. Det minste talet på eksponeringar per kvinne ved eit laboratorium er 3,92, og det største 4,98. Dei ekstra bileta utgjorde 141 bilete fordelt på 96 kvinner, det vil seie i snitt 1,5 ekstrabilete for kvar av desse kvinnene.

#### 4.2.4 Alder

For å kunne gjere kvinnene mest mogleg anonyme, bad vi berre om fødselsår og ikkje nøyaktig fødselsdato. På bakgrunn av dette har vi valt å rekne ut alder etter følgjande samanheng:

$$\text{Alder} = (\text{undersøkingsår} - \text{fødselsår} - 1)$$

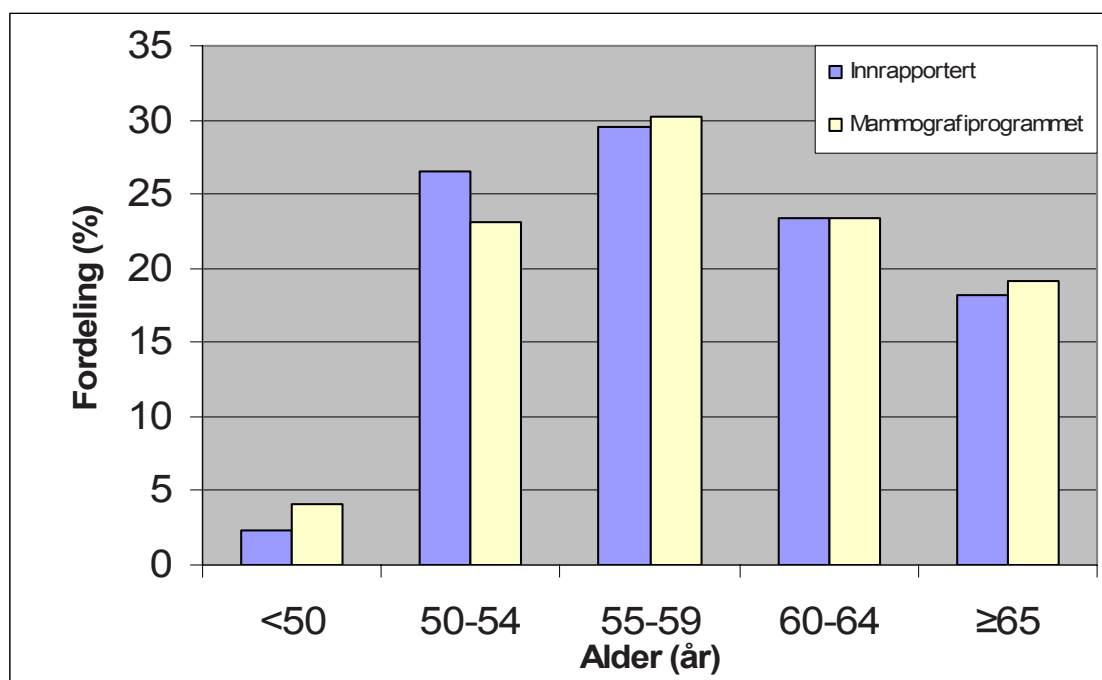
Denne måten å rekne på gjer at kvinnene kan vere opp til eitt år eldre enn den alderen dei får tilordna her. Fordelinga basert på innrapporterte data kan med andre ord syne ei viss forskyving mot lågare aldrar samanlikna med ei fordeling basert på eksakt fødsels- og undersøkingsdato.

Fødselsår er registrert for 1493 (97,2 %) av dei i alt 1536 kvinnene. Alderen på kvinnene som er undersøkt ligg i området 47 til 73 år. Alderen på dei 1294 kvinnene registrert med fødselsår og undersøkt ved laboratoria med analogt utstyr ligg òg i området 47 til 73 år, medan alderen på dei 199 kvinnene som er undersøkt ved laboratoria med digitalt utstyr ligg i området 48 til

69 år. Fleire detaljar gjeldande alderen på kvinner i materialet er summert opp i Tabell 8. Aldersfordelinga for dei 1493 kvinnene er vist i Figur 5 saman med aldersfordelinga til alle kvinner som møtte i Mammografiprogrammet i perioden mai 2005 til juli 2006.

Tabell 8 Middel- og medianverdiar for alder for dei undersøkte kvinnene. I t-testen samanliknast middelværdiane for alder i gruppene som er undersøkte med analogt og digitalt utstyr. KI = konfidensintervall.

	Alle undersøkingane	Analog	Digital	P-verdi for t-test
Kor mange undersøkingar	1493	1294	199	
Middelværdi, alder	58,4 (95 % KI: 58,1 år-58,7 år)	58,6 (95 % KI: 58,3 år-58,9 år)	57,1 (95 % KI: 56,3 år-57,9 år)	p<0,05
Median, alder	58,0	58,0 år	56,0 år	-



Figur 5 Aldersfordelinga i prosent (%) for kvinnene registrert med fødselsår, saman med samsvarande data frå heile Mammografiprogrammet.

#### 4.2.5 Kompresjonskraft

Nytta kompresjonskraft er rapportert for 31 av dei 32 laboratoria. Det var rapportert inn kompresjonskraft for alle laboratoria med analogt utstyr, og frå tre av dei fire laboratoria med digitalt utstyr. Detaljar om nytta kompresjonskraft visast i Tabell 9. Det er nytta noko høgare kraft ved undersøkingane gjort med digital teknikk samanlikna med laboratoria med analog teknikk for begge prosjeksjonane. Skilnaden er liten, men signifikant. Det er òg nytta

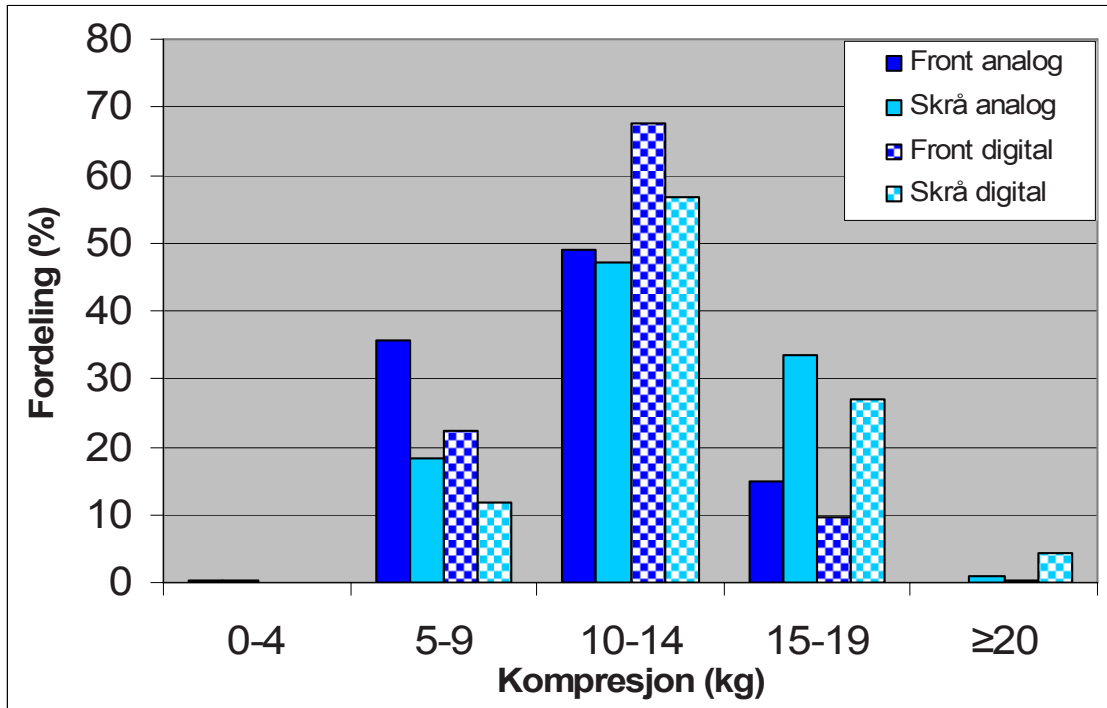
signifikant høgare kompresjonskraft ved skråprojeksjonane samanlikna med frontprojeksjonane.

Tabell 9 Nyttå kompresjonskraft. I t-testen samanliknast middilverdiane for nyttå kompresjonskraft i gruppene som er undersøkt med analogt og digitalt utstyr. KI=konfidensintervall.

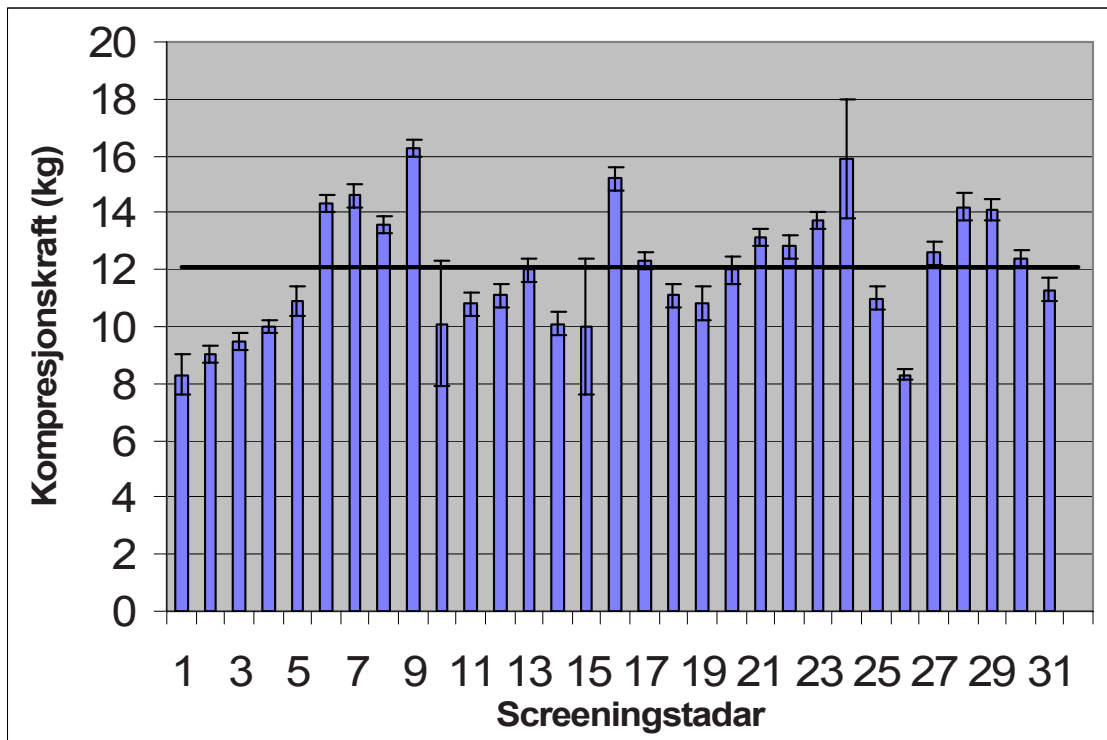
	Alle undersøkingane	Analog	Digital	P-verdi for t-test
Middilverdi, alle projeksjonane (kg)	12,1 (95 % KI: 12,0-12,2)	12,0 (95 % KI: 11,9-12,1)	12,5 (95 % KI: 12,3-12,7)	p<0,05
Middilverdi, front-projeksjonen (kg)	11,1 (95 % KI: 11,0-11,2)	11,1 (95 % KI: 11,0-11,2)	11,6 (95 % KI: 11,3-11,9)	p<0,05
Middilverdi, skrå-projeksjonen (kg)	13,0 (95 % KI: 12,9-13,1)	13,0 (95 % KI: 12,9-13,1)	13,5 (95 % KI: 13,2-13,8)	p<0,05

Verdiane for gjennomsnittleg kompresjonskraft varierer mellom laboratoria, frå ein minste verdi på 8,3 kg, til ein høgste verdi på 16,3 kg. Den minste kompresjonskrafta som er rapportert er 3 kg, medan den største er 20 kg. I følgje kapittel 10 i Kvalitetsmanualen for Mammografiprogrammet skal ikkje kompresjonen overstige 20 kg. Figur 6 syner ei oversikt over fordelinga av kompresjonskrafta. I figuren er det skilt mellom front- og skråprojeksjonen og analogt og digitalt utstyr. Den omtala forskyvinga mot noko høgare kompresjonskraft ved skrå- enn frontbilete er synleg i figuren. Figur 7 syner gjennomsnittleg kompresjonskraft ved kvar screeningstad i forhold til total gjennomsnittleg kompresjonskraft. For laboratorium 32 mangla det opplysningar om kompresjonen.





Figur 6 Fordeling av nytta kompresjonskraft for laboratorium med både analogt og digitalt utstyr målt i kilogram (kg).



Figur 7 Middelerdien for kompresjonskrafta for 31 av 32 laboratorium. Den svarte linja syner gjennomsnittleg kompresjonskraft for heile talmaterialet. Stad nr. 1-28 har analogt utstyr, nr. 29-32 har digitalt utstyr. For laboratorium 32 mangla opplysningar om kompresjonen. Feilfelte syner 95 % konfidensintervall.

#### 4.2.6 Tjukkuleik

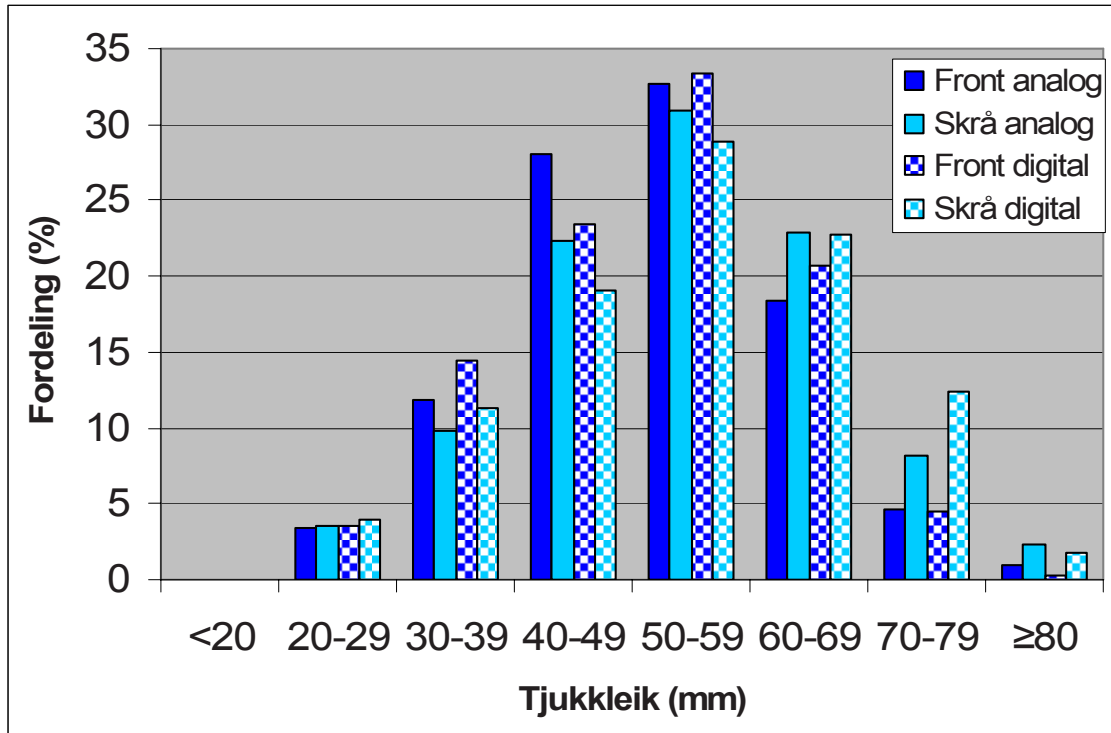
Som nemnd i avsnitt 4.1, gjeld overgangsfaktorane mellom inngangsdose og gjennomsnittleg brystkjerteldose for brysttjukkuleikar frå 20 til 110 mm. 25 undersøkingar vart derfor ekskludert frå det opphavlege datamaterialet grunna brysttjukkuleik under 20 mm og ei undersøking vart ekskludert grunna brysttjukkuleik over 110 mm. Blant dei resterande undersøkingane, var det registrert komprimert brysttjukkuleik i heile området frå 20 mm til 110 mm, med ein gjennomsnittleg tjukkuleik på 52,2 mm. Detaljar knytt til brysttjukkuleik er summert opp i *Tabell 10*.

*Tabell 10 Komprimert brysttjukkuleik. I t-testen samanliknast middelveardiane for komprimert brysttjukkuleik i gruppene som er undersøkt med analog og digital teknikk for front- og skråprojeksjonen. KI=konfidensintervall.*

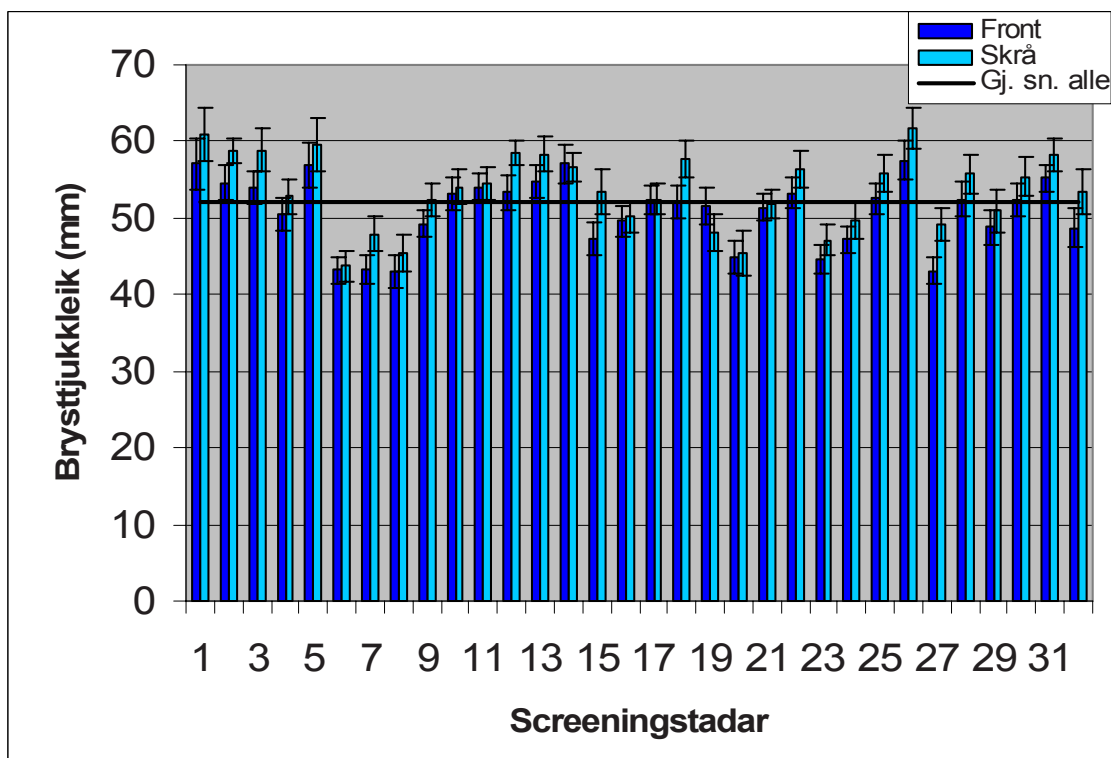
	Front				Skrå			
	Alle	Analog	Digital	P-verdi for t-test	Alle	Analog	Digital	P-verdi for t-test
Mínste registrerte verdi (mm)	20	20	21	-	20	20	23	-
Største registrerte verdi (mm)	90	90	82	-	110	110	87	-
Gjennomsnittsverdi (mm) (95 % KI)	50,8 (50,4-51,2)	50,8 (50,4-51,2)	51,3 (50,2-52,4)	p>0,05	53,5 (53,0-54,0)	53,4 (52,9-53,9)	54,7 (53,4-56,0)	p>0,05
Medianverdi (mm)	51	51	52	-	55	55	55	-

Fordelinga mellom dei ulike tjukkuleikane er vist i Figur 8. For frontprojeksjonane var 32,7 % av komprimerte brysttjukkuleikar ved laboratoria med analogt utstyr i området 50-59 mm. For skråprojeksjonane var talet 30,9 %. På laboratoria med digitalt utstyr var 33,3 % av komprimerte brysttjukkuleikar for frontprojeksjonane i området 50-59 mm. For skråprojeksjonane var talet 28,9 %.

Middeltjukkuleiken varierte mellom dei ulike stadane, frå 43,4 mm til 59,6 mm. Ei oversikt over middeltjukkuleikane for dei 32 laboratoria er vist i Figur 9.



Figur 8 Fordeling av gjennomsnittleg komprimert brysttjukkuleik målt i millimeter (mm).



Figur 9 Middelerdien for komprimert brysttjukkuleik for front- og skråprojeksjonen for alle laboratoria. Den svarte linja syner gjennomsnittleg komprimert brysttjukkuleik for heile talmaterialet. Stad nr. 1-28 har analogt utstyr, nr. 29-32 har digitalt utstyr. Feilfeltet syner 95 % konfidensintervall.

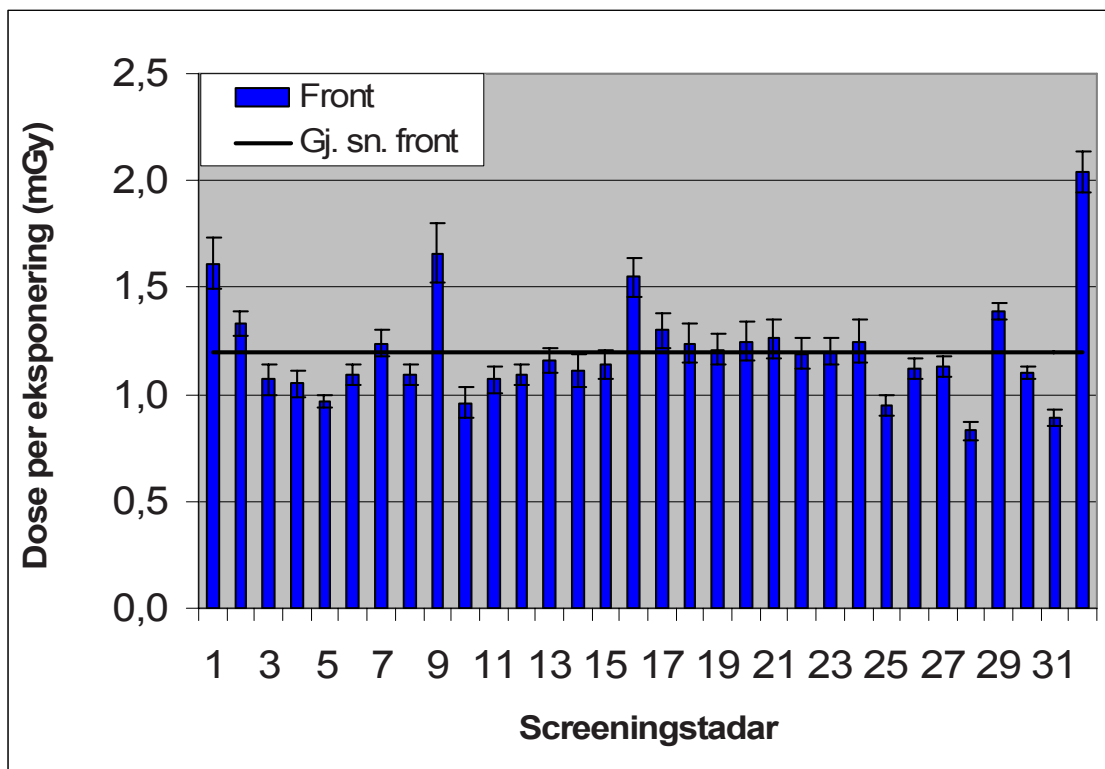
### 4.3 Gjennomsnittleg brystkjerteldose og dosefordeling

Gjennomsnittleg brystkjerteldose (AGD) er vist for dei to projeksjonane og utstyrstypane i Tabell 11.

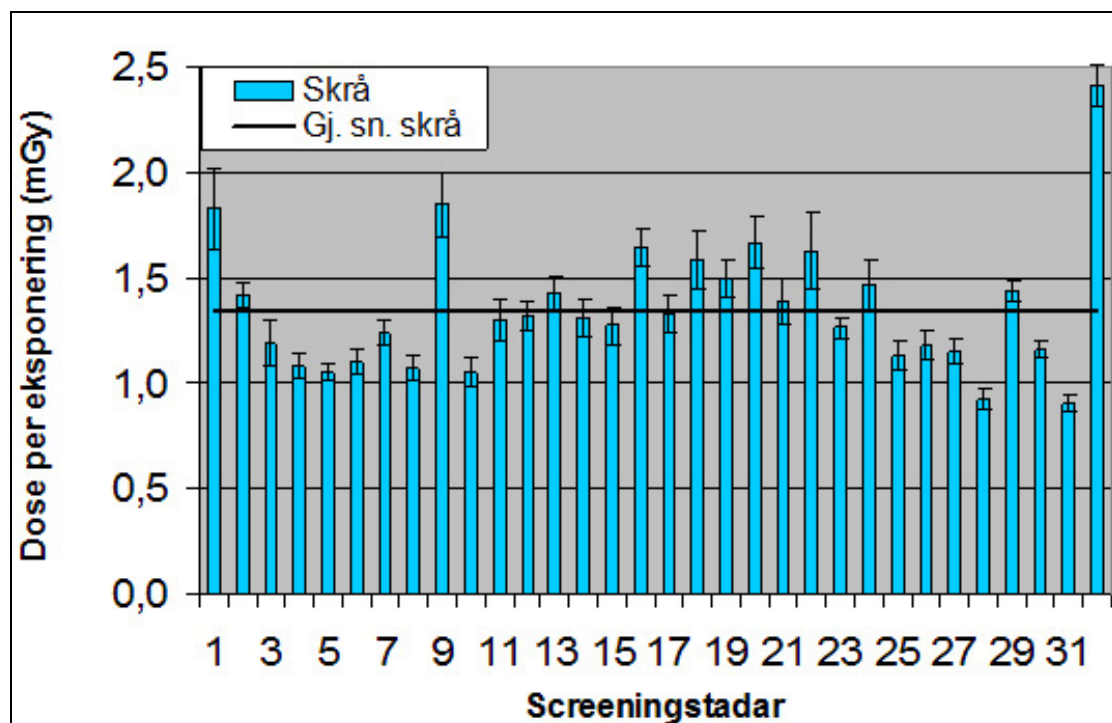
*Tabell 11 Gjennomsnittleg brystkjerteldose (AGD). I t-testen samanliknast middelværdiane for gjennomsnittleg dose per eksponering i gruppene som er undersøkt med analog og digital teknikk. KI=konfidensintervall.*

Projeksjon	Gjennomsnittleg dose per eksponering (mGy), alle undersøkingane	Gjennomsnittleg dose per eksponering (mGy), undersøkingar med analog teknikk	Gjennomsnittleg dose per eksponering (mGy), undersøkingar med digital teknikk	P-verdi for t-test
Front	1,20 (95% KI: 1,19-1,21)	1,12 (95 % KI: 1,11 -1,13)	1,37 (95 % KI: 1,32-1,42)	p<0,05
Skrå	1,34 (95% KI: 1,32-1,36)	1,29 (95 % KI: 1,27-1,31)	1,50 (95 % KI: 1,43-1,57)	p<0,05

Figur 10 og Figur 11 syner gjennomsnittleg dose per eksponering for front- og skråprojeksjonen for dei 32 laboratoria. I tillegg er gjennomsnittleg dose for alle laboratoria synt, denne er 1,20 mGy for frontprojeksjonen og 1,34 mGy for skråprojeksjonen. Dei gjennomsnittlege dosane ved einskildlaboratorium varierer for frontprojeksjonen frå 0,83 mGy (95 % konfidensintervall 0,79 mGy – 0,87 mGy) til 2,04 mGy (95 % konfidensintervall 1,94 mGy – 2,14 mGy), og for skråprojeksjonen frå 0,90 (95 % konfidensintervall 0,86 mGy – 0,94 mGy) til 2,41 mGy (95 % konfidensintervall 2,31 mGy – 2,51 mGy). Den lågaste gjennomsnittsdosa for frontprojeksjonen, 0,83 mGy, er frå eit laboratorium med analogt utstyr (nr. 28), medan den lågaste dosa for skråprojeksjonen, 0,90 mGy, er frå eit laboratorium med digitalt utstyr (nr. 31). Den høgaste dosa per eksponering for både front- og skråprojeksjonen er frå eit laboratorium med digitalt utstyr (nr. 32).

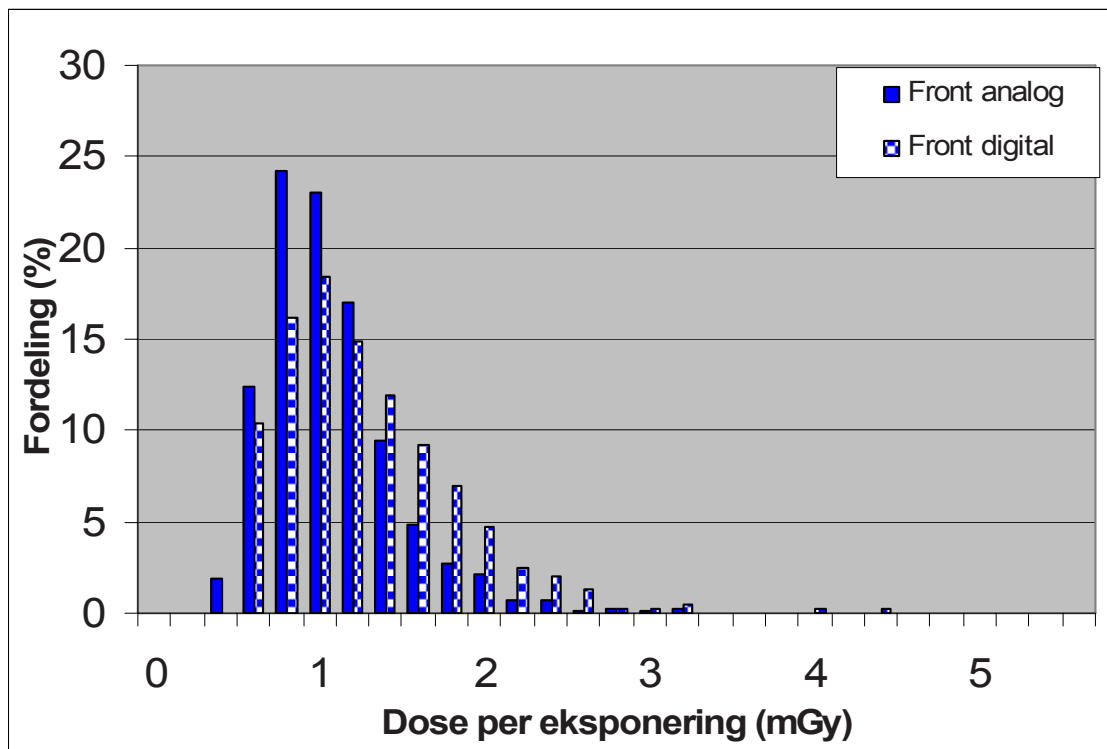


Figur 10 Gjennomsnittleg dose per eksponering for frontprojeksjonen (mGy) for dei 32 screeninglaboratoria. Den svarte linja syner gjennomsnittleg dose for alle frontprojeksjonane sett under eitt. Screeninglaboratorium nr. 1-28 har analogt utstyr, medan screeninglaboratorium nr. 29-32 har digitalt utstyr.

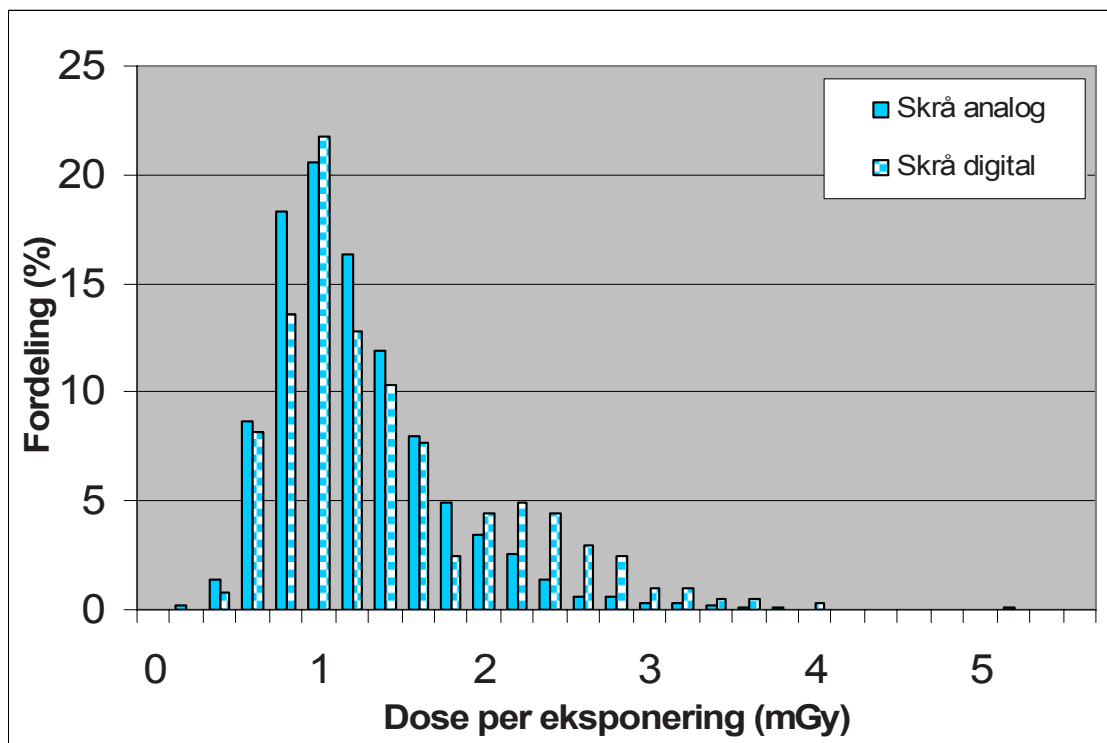


Figur 11 Gjennomsnittleg dose per eksponering for skråprojeksjonen (mGy) for dei 32 screeninglaboratoria. Den svarte linja syner gjennomsnittleg dose for alle skråprojeksjonane sett under eitt. Screeninglaboratorium nr. 1-28 har analogt utstyr, medan screeninglaboratorium nr. 29-32 har digitalt utstyr.

Histogramma i Figur 12 og Figur 13 syner fordelinga av dosane for front- og skråprojeksjonen i band på 0,2 mGy for alle screeninglaboratoria.



Figur 12 Fordeling av dose per eksponering for frontprojeksjonen for alle laboratoria, dvs både dei med analogt og digitalt utstyr. Merka på aksen indikerer 0,2 mGy oppdeling.

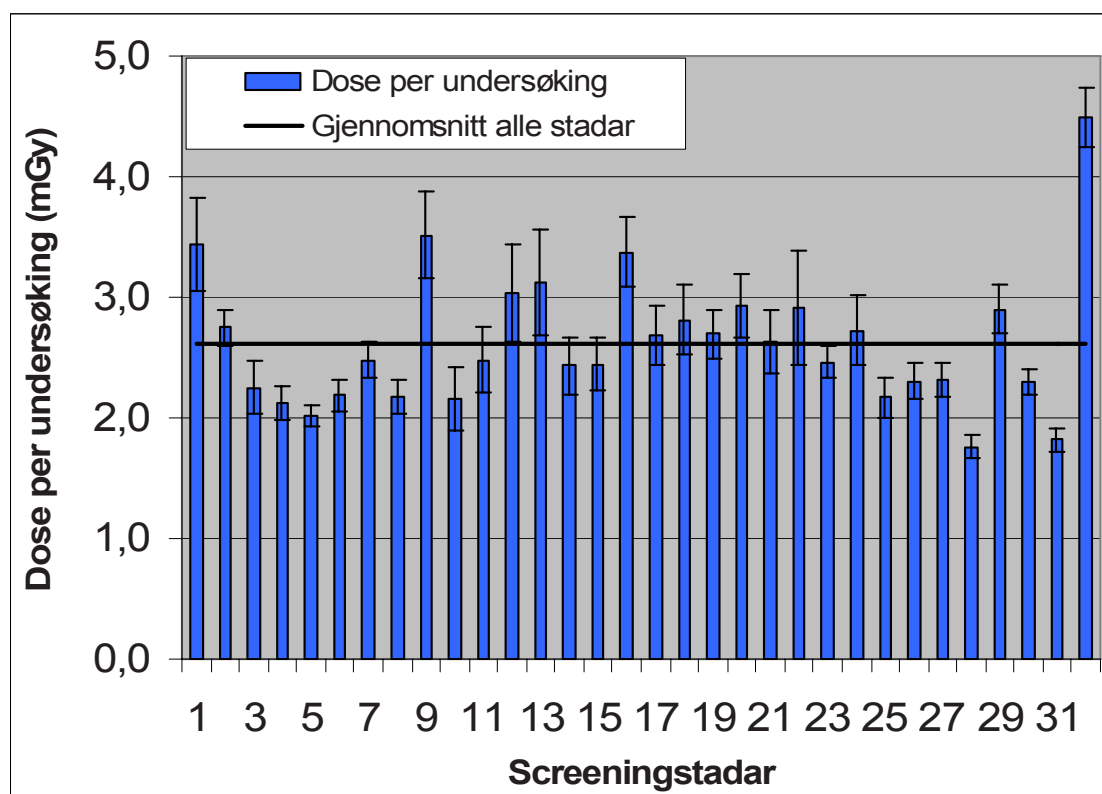


Figur 13 Fordeling av dose per eksponering for skråprojeksjonen for alle laboratoria, dvs både dei med analogt og digitalt utstyr. Merka på aksen indikerer 0,2 mGy oppdeling.

I Tabell 12 vert gjennomsnittleg dose per undersøking synt. Med dose per undersøking meinast summen av dosen for alle eksponeringane for ei kvinne dividert på talet bryst (i regelen to).

Tabell 12 Gjennomsnittleg dose per undersøking. KI=konfidensintervall.

Teknikk	Gjennomsnittleg dose per undersøking (mGy)			P-verdi for t-test
	Begge	Analog	Digital	
	2,60 (95% KI: 2,55-2,65)	2,56 (95% KI: 2,51-2,61)	2,92 (95% KI: 2,75-3,09)	p<0,05

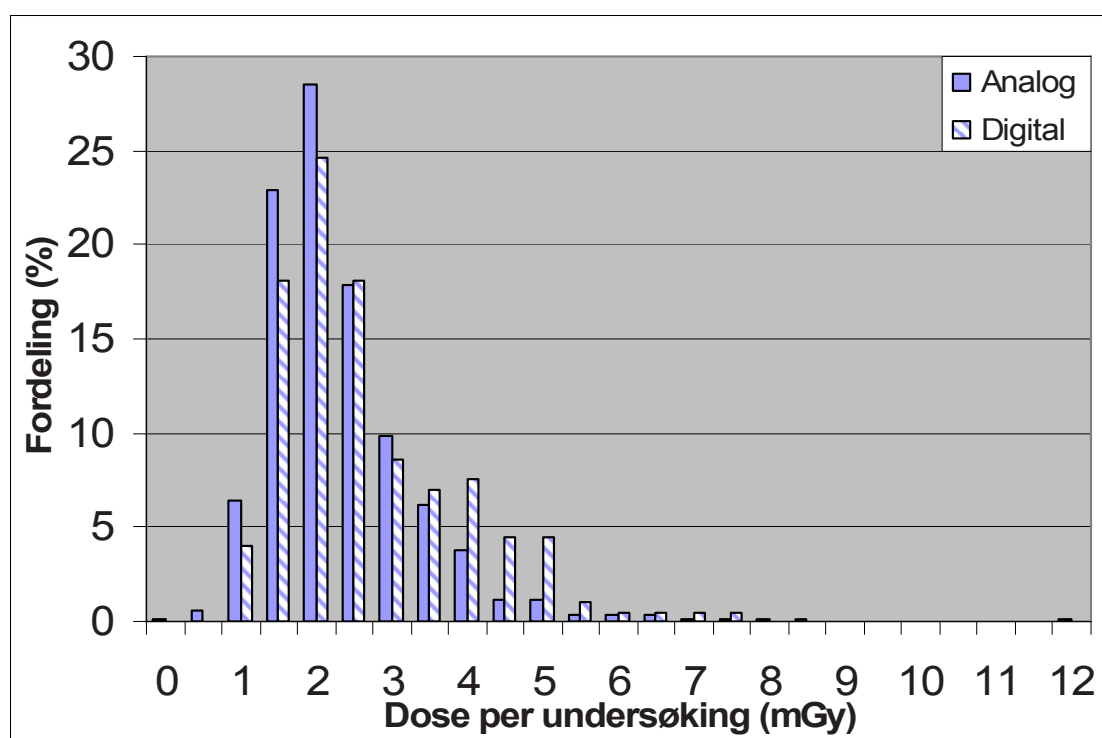


Figur 14 Gjennomsnittleg dose per undersøking (mGy) for dei 32 screeninglaboratoria. Den svarte linja syner gjennomsnittleg dose per undersøking for alle laboratoria sett under eitt. Screeninglaboratorium nr. 1-28 har analogt utstyr, medan screeninglaboratorium nr. 29-32 har digitalt utstyr.

Dose per undersøking varierer frå 1,76 mGy (95 % konfidensintervall: 1,66 mGy – 1,86 mGy) ved screeninglaboratorium nr. 28, som har analogt utstyr, til 4,49 mGy (95 % konfidensintervall: 4,25 mGy – 4,73 mGy) ved screeninglaboratorium nr. 32, som har digitalt utstyr. Den minste dosen per undersøking for laboratorium med analogt utstyr er 1,76 mGy, medan den største dosen er 3,51 mGy. For laboratorium med digitalt utstyr er den minste dosen per undersøking 1,82 mGy, medan den største er 4,49 mGy.

Figur 15 syner fordelinga av dose per undersøking. Fraksjonen av dose per undersøking som er lågare enn 5 mGy er 96,7 %. Viss ein deler opp i undersøkingar gjort med analogt og

digitalt utstyr, er fraksjonen av dose per undersøking som er lågare enn 5 mGy for undersøkingane gjort med analogt utstyr 97,3 %, medan fraksjonen er 92,5 % for undersøkingane gjort med digitalt utstyr. Det er 51 kvinner som fikk høgare dose enn 5,00 mGy, og ei av desse skil seg ut med ei dose for heile undersøkinga på 12,05 mGy. Denne kvinna hadde fått tatt seks ekstrabilete på eit analogt apparat med manuell innstilling. Av dei 51 kvinnene som hadde fått dosar over 5,00 mGy var 15 kvinner undersøkte med digital apparatur. Dette er kring 7,5 % av alle kvinnene undersøkte med denne teknikken. For analog apparatur var talet 36 kvinner, eller kring 2,7 % av alle kvinnene undersøkt med denne teknikken.



Figur 15 Fordeling av dose per undersøking (mGy) for alle undersøkingar. Det er skilt mellom undersøkingane gjort med analogt og digitalt utstyr. Merka på aksen indikerer 0,5 mGy oppdeling.

#### 4.4 Samanheng mellom brysttjukkuleik og dose

Gjennomsnittleg kjerteldose (AGD) per eksponering er plotta i Figur 16 (frontprojeksjon) og Figur 17 (skråprojeksjon) for dei aktuelle tjukkuleiksintervalla. Kurvene som visast i figurane er tilpassa funksjonar som beskriv samanhengen mellom komprimert brysttjukkuleik og gjennomsnittleg kjerteldose. Data for manuelt og automatisk val av strålekvalitet for analog teknikk er vist kvar for seg saman med data for digital teknikk, der det for mammografiapparata som inngår i denne studien berre vart nytta automatisk innstilling.

For frontprojeksjonen (Figur 16) og ved bruk av analog teknikk aukar dosane ved automatisk og manuelt val av strålekvalitet tilnærma likt med aukande tjukkuleik opp til om lag 55-64 mm. For tjukkare bryst aukar dosen vidare ved bruk av manuell innstilling, medan vi ser ei utflating av kurva for automatisk innstilling. For skråprojeksjonen (Figur 17) syner igjen



---

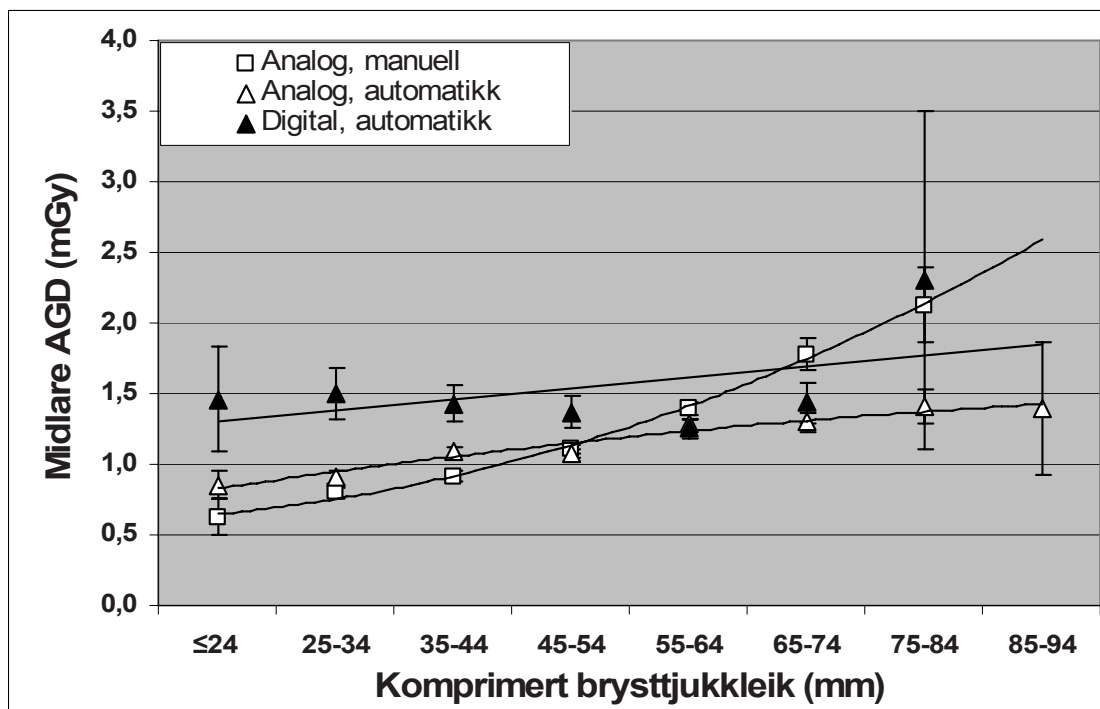
dosane ved manuell innstilling ei jamn og til dels bratt auke med aukande tjukkeleik. For automatisk innstilling aukar dosane jamt og sakte med aukande tjukkeleik (opptil om lag 84 mm) for så å flate ut og til og med gå noko ned for dei tjukkaste brysta. Ei nærare gransking av registrerte data for dei tjukkaste brysta syner at for tre av eksponeringane ved brysttjukkuleikar frå 85-94 mm og fem eksponeringar for bryst tjukkare enn 94 mm er registrert brysttjukkuleik for same brysta ved frontprojeksjonen vesentleg (fleire centimeter) mindre enn tjukkeleiken ved skråprojeksjonen. Ei forklaring kan vere at ein ved kompresjonen har treft brystmuskelen. Ein kan da ha fått ei avlesing av brysttjukkuleik som ikkje er representativ for det aktuelle brystet, mens nytta mAs-verdi, som er avgjerande for dosen, i større grad er i samsvar med den rette tjukkeleiken. Fjernar ein desse eksponeringane frå datamaterialet flatar kurva ut, heller enn å gå ned. Sidan datamaterialet vårt er så lite for tjuke bryst, kan vi ikkje seie noko sikkert om dosane faktisk går ned ved automatisk val av strålekvalitet for dei tjukkaste brysta, eller om det i første rekkje er eit utslag av det moglege misforholdet mellom tjukkeleik og dose.

For dei fem minste tjukkeleiksintervalla er det små skilnadar mellom dosane for manuelt og automatisk val av strålekvalitet. For alle tjukkuleikar over intervallet 55-64 mm er dosen høgare for manuell innstilling. Dette gjeld både for front- og skråprojeksjonen.

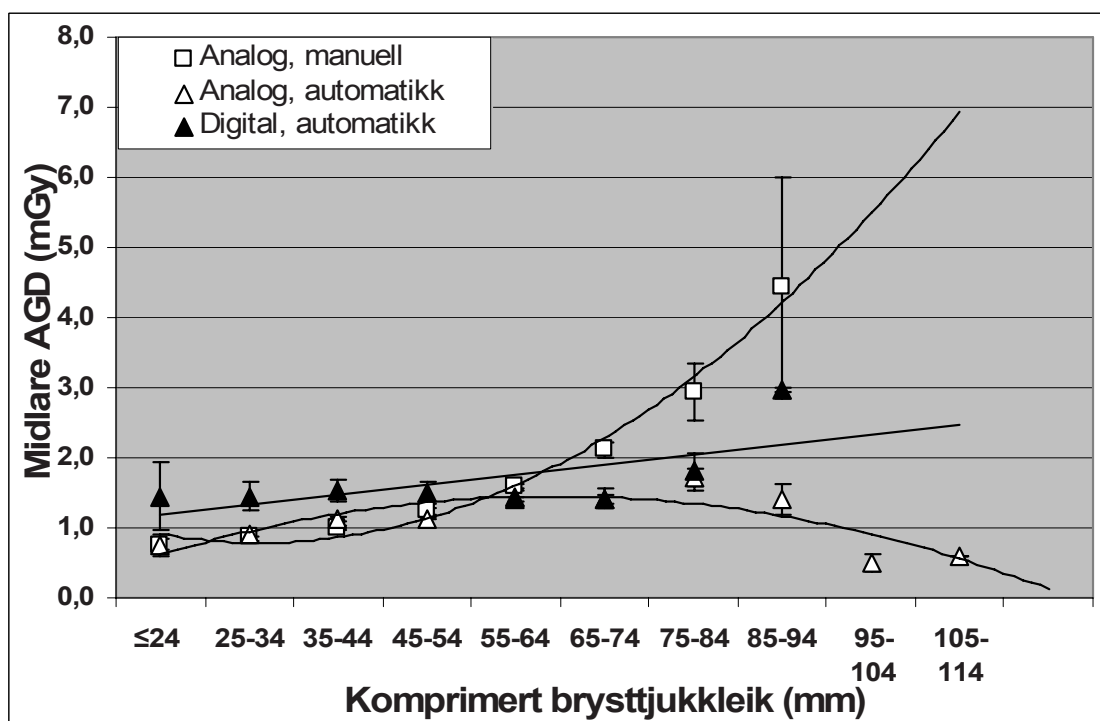
For dataa frå dei digitale systema syner den tilpassa kurva i Figur 16 og Figur 17 at dosane stig jamt med aukande brysttjukkuleik, dette gjeld både for front- og skråprojeksjonen.

Vi såg i avsnitt 4.3 at variasjonen i dosar for dei fire digitale systema var store. Forsøk på å analysere dataa frå desse fire laboratoria saman vil dekkje til desse skilnadane. Dette syner at ein ikkje kan handsame digitale system som eitt og det same, men må vere merksam på individuelle skilnadar.

I Tabell 13 er det ei oversikt over talet på bilete, gjennomsnittleg tjukkeleik og gjennomsnittleg dose for dei tre teknikkane. For analoge system ser vi at tjukkeleiken ligg noko lågare for manuell teknikk både ved front- og skråprojeksjonen. Den gjennomsnittlege dosen for analoge system ved eksponering av frontprojeksjonen ligg kring 3 % høgare for manuell teknikk enn for automatisk eksponeringsval medan han for skråprojeksjonen ligg kring 17 % høgare.



Figur 16 Gjennomsnittleg kjerteldose per eksponering (frontprojeksjonen) for analogt og digitalt utstyr. Punkta med vertikale linjer er observerte gjennomsnittsverdiar med tilhøyrande 95 % konfidensintervall. Kurva er ein tilpassa funksjon som beskriv samanhengen mellom komprimert brysttjukkeleik og gjennomsnittleg kjerteldose.



Figur 17 Gjennomsnittleg kjerteldose per eksponering (skråprojeksjonen) for analogt og digitalt utstyr. Punkta med vertikale linjer er observerte gjennomsnittsverdiar med tilhøyrande 95 % konfidensintervall. Kurva er ein tilpassa funksjon som beskriv samanhengen mellom komprimert brysttjukkeleik og gjennomsnittleg kjerteldose.

Tabell 13 Tal på bilete, gjennomsnittleg tjukkeleik og dosar per bilete ved manuell innstilling ved bruk av analog teknikk, automatisk innstilling ved analog teknikk og automatisk innstilling ved bruk av digital teknikk. KI= konfidensintervall.

Teknikk	Val av strålekkvalitet	Talet på eksponeringar, front-projeksjon	Middel-tjukkleik per frontbilete (mm) (95 % KI)	Dose per frontbilete (mGy) (95 % KI)	Talet på eksponeringar, skråprojeksjon	Middel-tjukkleik per skråbilete (mm) (95 % KI)	Dose per skråbilete (mGy) (95 % KI)
Analog	Automatisk	1981	50,5 (47,2-53,8)	1,16 (1,14-1,18)	2031	53,3 (49,8-56,8)	1,26 (1,24-1,28)
	Manuell	724	51,4 (48,5-54,3)	1,20 (1,17-1,23)	742	53,7 (50,4-57,0)	1,48 (1,43-1,53)
Digital	Automatisk	402	51,3 (48,1-54,5)	1,37 (1,32-1,42)	405	54,7 (51,1-58,3)	1,50 (1,43-1,57)

#### 4.5 Dose til eit standardbryst

Gjennomsnittleg brystkjerteldose til eit standardbryst, det vil seie fantom med tjukkeleik 45 mm og tettleik tilsvarande 45 % kjertelvev, blir rekna ut i samband med den årlege statuskontrollen (sjå kapittel 1 Innleiing). Då vert overgangsfaktorar frå Wu et al. (15, 16) nytta.

For dei analoge einingane i denne studien fann vi ein gjennomsnittleg brystkjerteldose til standardbrystet på 1,03 mGy, med verdiar frå 0,83 til 1,46 mGy. For frontprojeksjonen er korrelasjonskoeffisienten mellom brystkjerteldosen til standardbrystet og gjennomsnittleg brystkjerteldose til kvinnene 0,30. Regresjonslinja, sett til å skjere i origo, har eit stigningstal på 1,14. For skråprojeksjonen er tala 0,37 for korrelasjonskoeffisienten og 1,29 for stigningstalet. Gjennomsnittleg brystkjerteldose for respektive front- og skråprojeksjonen er plotta mot gjennomsnittleg brystkjerteldose til standardbrystet for kvar analoge eining i Figur 18 og Figur 19.

I ein tidlegare StrålevernRapport (8) basert på data frå 13 screeninglaboratorium med analogt utstyr, fann vi at korrelasjonen mellom utrekna pasientdosar og dosar til standardbryst var best for frontprojeksjonen. I det materialet kom vi fram til at gjennomsnittleg AGD for front-eksponeringane ved eit laboratorium kunne ventast å liggje omkring 18 % høgare enn dosen funne for standardbrystet ved same laboratorium.

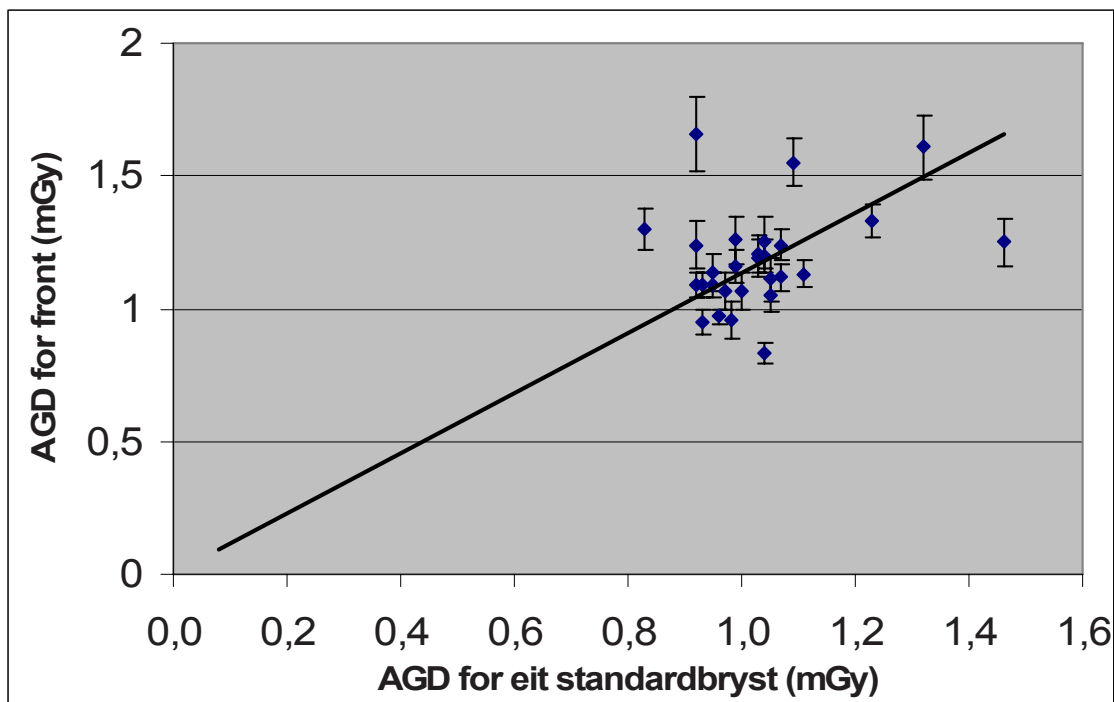
For einingane med digitalt utstyr er gjennomsnittleg brystkjerteldose til standardbrystet på 1,09 mGy, med verdiar frå 0,71 til 1,49 mGy. Samanhengen mellom gjennomsnittleg brystkjerteldose for respektive front- og skråprojeksjonen og gjennomsnittleg brystkjerteldose til standardbrystet for kvart laboratorium med digitalt utstyr er vist i Figur 20 og Figur 21. For frontprojeksjonen er korrelasjonskoeffisienten mellom dosen til standardbrystet og gjennomsnittleg dose til kvinnene 0,97. Regresjonslinja, sett til å skjere i origo, har eit stigningstal på 1,26. For skråprojeksjonen er tala 0,96 for korrelasjonskoeffisienten og 1,39 for stigningstalet. Dette kan tolkast som at gjennomsnittleg brystkjerteldose per front- og skråprojeksjon har ein veldig god korrelasjon til standardbrystet, betre enn for dei analoge

---

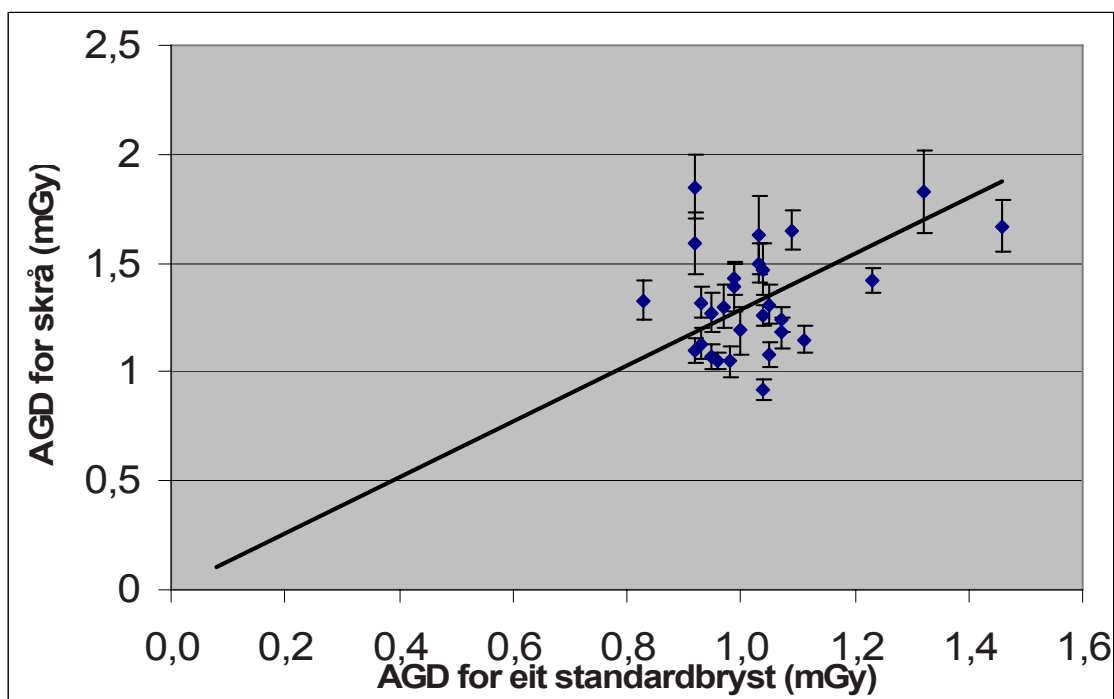
systema, men ligg om lag 26 % høgare for frontprojeksjonen og 39 % høgare enn skråprojeksjonen.

For alle einingane i denne studien, altså analogt og digitalt utstyr sett under eitt, fann vi ein gjennomsnittleg brystkjerteldose til standardbrystet på 1,04 mGy, med verdiar frå 0,71 til 1,49 mGy. Samanhengen mellom gjennomsnittleg brystkjerteldose for respektive front- og skråprojeksjonen og gjennomsnittleg brystkjerteldose til standardbrystet for alle einingane er vist i Figur 22 og Figur 23. For frontprojeksjonen er korrelasjonskoeffisienten mellom dosen til standarbrystet og gjennomsnittleg dose til kvinnene 0,60. Regresjonslinja, sett til å skjere i origo, har eit stigningstal på 1,15. Dette kan tolkast som at gjennomsnittleg brystkjerteldose per fronteksponering for ei vilkårleg eining syner ein relativt god korrelasjon til gjennomsnittleg brystkjerteldose til standardbrystet, men ligg om lag 15 % høgare. For skråprojeksjonen er tala 0,63 for korrelasjonskoeffisienten og 1,30 for stigningstalet. Korrelasjonen til dose til standardbrystet er med andre ord omlag like god, medan dosane for denne projeksjonen vil ligge om lag 30 % høgare.

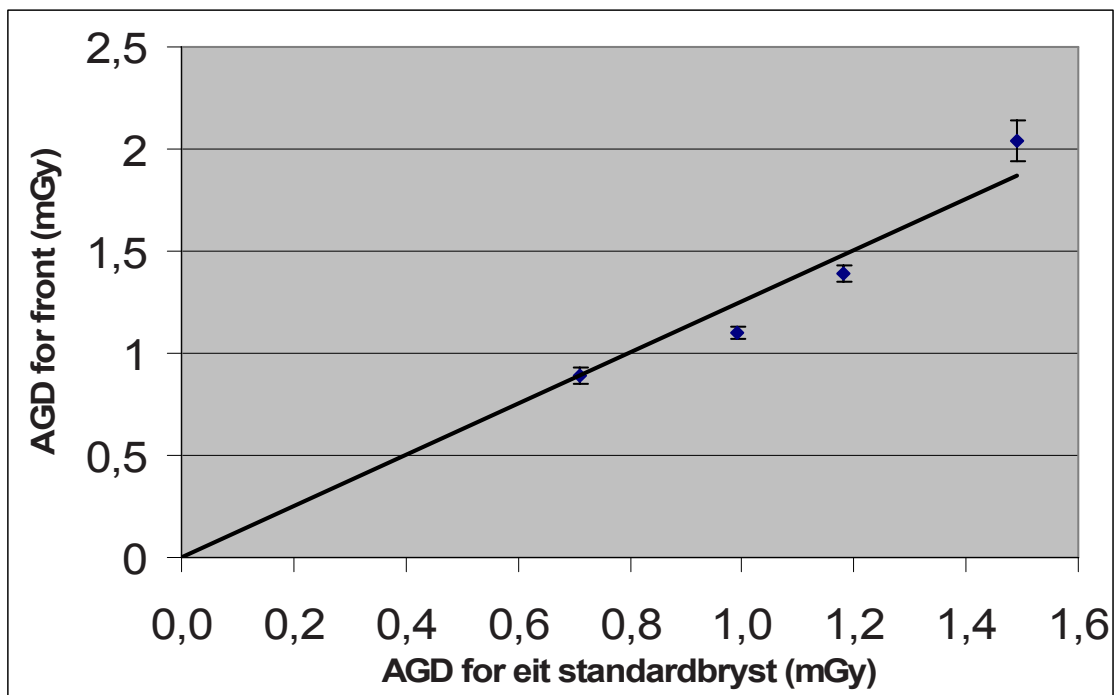
Når det gjeld forholdet mellom høgaste og lågaste dose til eit standardbryst, så er den høgaste dosen for analoge system 1,76 gongar høgare enn den lågaste dosen. For digitale system er forholdet 2,06. For front- og skråprojeksjonen er forholdet mellom høgaste og lågaste dose respektive 2,00 og 2,01 for analoge system. For digitale system er forholdet mellom høgaste og lågaste dose for frontprojeksjonen 2,46 og for skråprojeksjonen 2,68. Når det gjeld gjennomsnittleg brystkjerteldose til eit standardbryst er altså forholdet mellom høgaste og lågaste dose større for digitale enn for analoge system. Medan det for dei analoge systema er liten skilnad mellom forholdet høgaste/lågaste dose for front- og skråprojeksjonen, er det for dei digitale systema større skilnad mellom høgaste og lågaste dose for skråprojeksjonen enn for frontprojeksjonen.



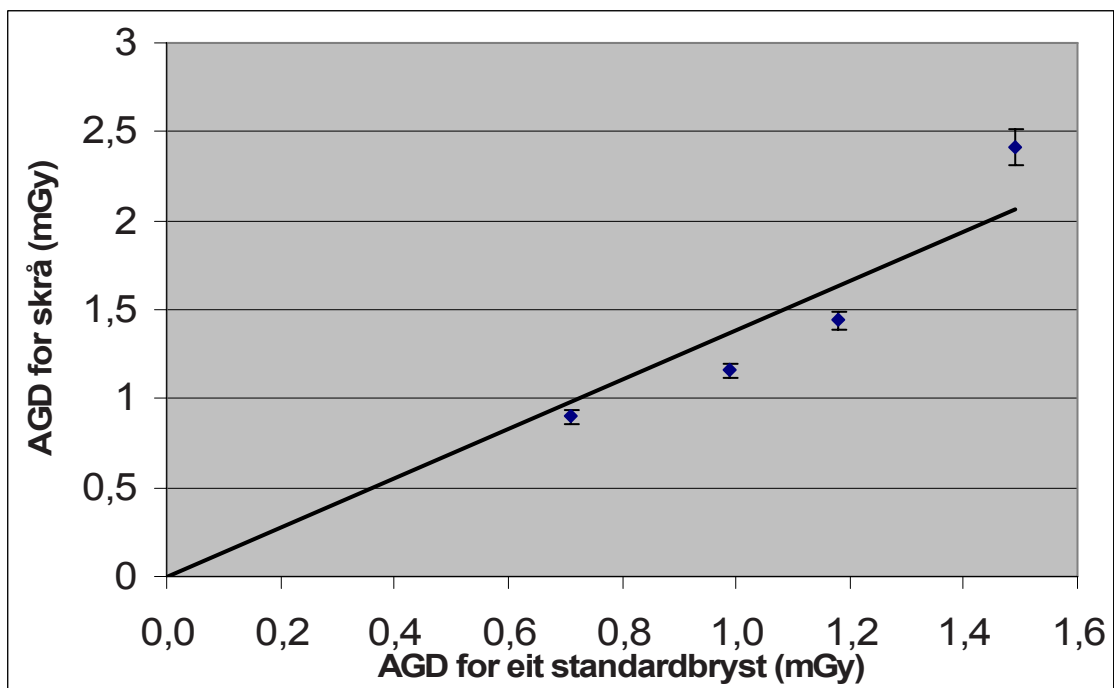
Figur 18 Dei gjennomsnittlege verdiane for AGD for frontprojeksjonen plotta mot AGD til standardbrystet for kvart laboratorium med analogt utstyr. Punkta med vertikale linjer er utrekna gjennomsnittsverdiar med tilhørande 95 % konfidensintervall. Kurva er ein tilpassa funksjon som beskriv samanhengen mellom dosen til standardbrystet og gjennomsnittsverdiane for dose for frontprojeksjonen.



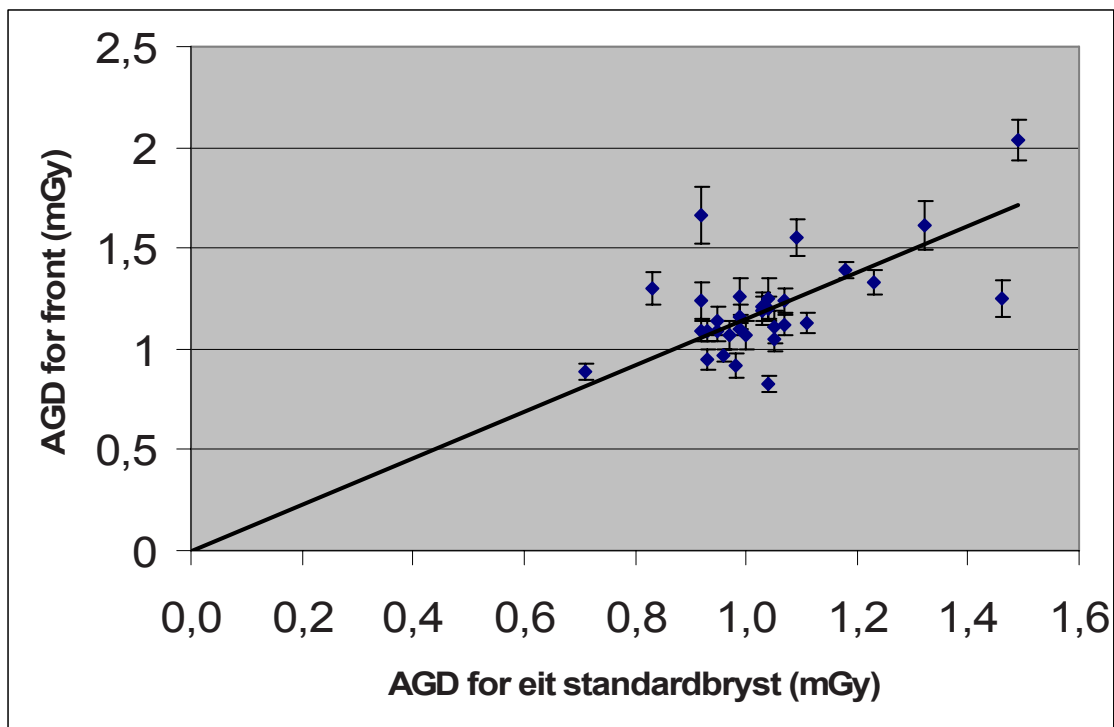
Figur 19 Dei gjennomsnittlege verdiane for AGD for skråprojeksjonen plotta mot AGD til standardbrystet for kvart laboratorium med analogt utstyr. Punkta med vertikale linjer er utrekna gjennomsnittsverdiar med tilhørande 95 % konfidensintervall. Kurva er ein tilpassa funksjon som beskriv samanhengen mellom dosen til standardbrystet og gjennomsnittsverdiane for dose for skråprojeksjonen.



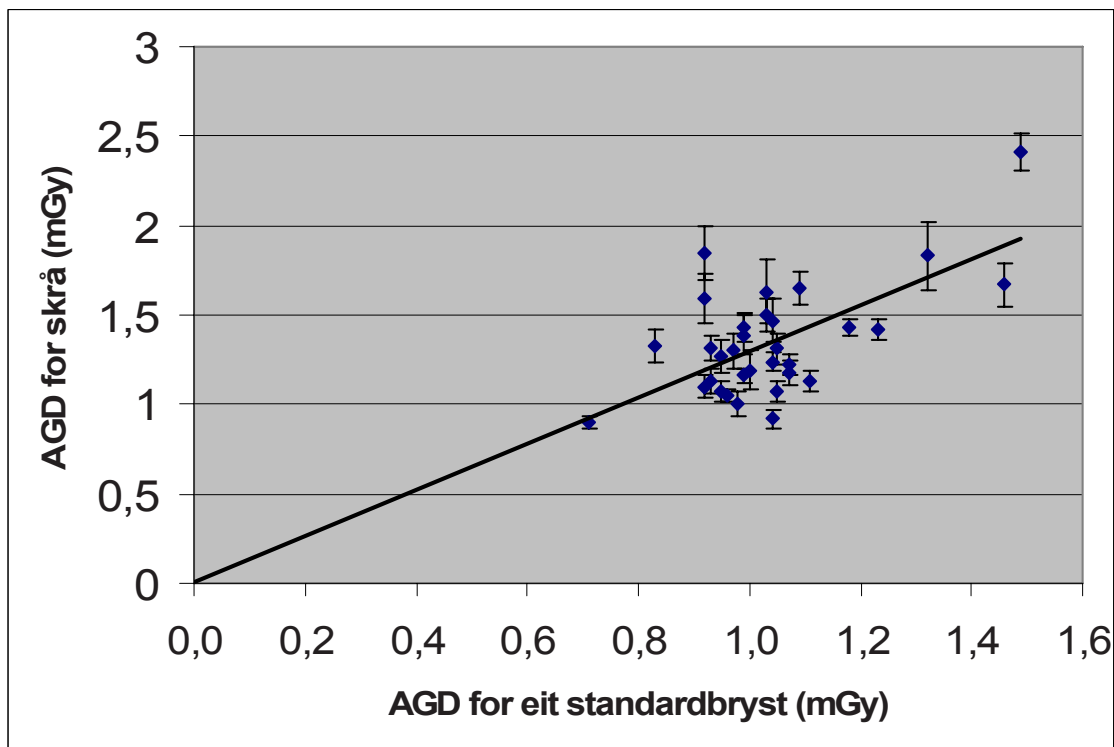
Figur 20 Dei gjennomsnittlege verdiane for AGD for frontprojeksjonen plotta mot AGD til standardbrystet for kvart laboratorium med digitalt utstyr. Punkta med vertikale linjer er utrekna gjennomsnittsverdiar med tilhørande 95 % konfidensintervall. Kurva er ein tilpassa funksjon som beskriv samanhengen mellom dosen til standardbrystet og gjennomsnittsverdiane for dose for frontprojeksjonen.



Figur 21 Dei gjennomsnittlege verdiane for AGD for skråprojeksjonen plotta mot AGD til standardbrystet for kvart laboratorium med digitalt utstyr. Punkta med vertikale linjer er utrekna gjennomsnittsverdiar med tilhørande 95 % konfidensintervall. Kurva er ein tilpassa funksjon som beskriv samanhengen mellom dosen til standardbrystet og gjennomsnittsverdiane for dose for skråprojeksjonen.



Figur 22 Dei gjennomsnittlege verdiane for AGD for frontprojeksjonen plotta mot AGD til standardbrystet for alle einingane. Punkta med vertikale linjer er utrekna gjennomsnittsverdiar med tilhørande 95 % konfidensintervall. Kurva er ein tilpassa funksjon som beskriv samanhengen mellom dosen til standardbrystet og gjennomsnittsverdiane for dose for frontprojeksjonen.



Figur 23 Dei gjennomsnittlege verdiane for AGD for skråprojeksjonen plotta mot AGD til standardbrystet for alle einingane. Punkta med vertikale linjer er utrekna gjennomsnittsverdiar med tilhørande 95 % konfidensintervall. Kurva er ein tilpassa funksjon som beskriv samanhengen mellom dosen til standardbrystet og gjennomsnittsverdiane for dose for skråprojeksjonen.

---

## 4.6 Einskildtilfelle med høge dosar

I datamaterialet frå laboratoria med analogt utstyr var den største dosen rekna ut for frontprojeksjonen 3,70 mGy, sjå Figur 12. Dette er 3,30 gonger høgare enn den gjennomsnittlege dosen for frontprojeksjonen, sjå Tabell 11. Registrert brysttjukkuleik, 55 mm, var noko over middelveidien (*Tabell 10*), men ikkje uvanleg høg. Kvinna er 67 år, altså eldre enn gjennomsnittet (*Tabell 8*). Eksponeringane blei gjort på eit mammografiapparat med automatisk val av strålekvalitet. Berre denne eine eksponeringa er i området 3,60-3,79 mGy. Dei nest høgaste dosane er i området 3,40-3,59 mGy og høyrer alle til same kvinne, sjå Figur 12.

For skråprojeksjonen er høgaste dosen 5,67 mGy (Figur 13), noko som er 4,40 gonger høgare enn den gjennomsnittlege dosen for skråprojeksjonen (*Tabell 11*). Brysttjukkuleiken i dette tilfellet er 84 mm, altså tjukkare enn gjennomsnittet (*Tabell 10*). Målinga er gjort på ein mammograf utan automatisk val av strålekvalitet. Det er rekna ut dosar i området 5,60-5,79 mGy for berre denne eine eksponeringa, sjå Figur 13.

I datamaterialet frå laboratoria med digitalt utstyr var den største dosen rekna ut for frontprojeksjonen 4,46 mGy, sjå Figur 12. Dette er 3,26 gonger høgare enn den gjennomsnittlege dosen for frontprojeksjonen, sjå Tabell 11. Registrert brysttjukkuleik var noko under middelveidien, 49 mm (*Tabell 10*). Kvinna er 56 år, altså yngre enn gjennomsnittet (*Tabell 8*). Berre denne eine eksponeringa var i området 4,40-4,59 mGy, sjå Figur 12. Dei nest høgaste dosane er i området 4,00-4,19 mGy.

For skråprojeksjonen er høgaste dosen 4,06 mGy (Figur 13), noko som er 2,71 gonger høgare enn den gjennomsnittlege dosen for skråprojeksjonen (*Tabell 11*). Brysttjukkuleiken i dette tilfellet er 83 mm, altså tjukkare enn gjennomsnittet (*Tabell 10*). Det er rekna ut dosar i området 5,60-5,79 mGy for berre denne eine eksponeringa, sjå Figur 13).

For dosemålingane for standarbryst som gjerast årleg, heiter det at verdien ikkje skal vere større enn 2,0 mGy. Alle dosane til standardbrystet var godt under denne grensa. I vårt datamateriale frå ”verkelege” undersøkingar av kvinner finn vi at AGD òg er under denne grensa for 95,5 % av fronteksponeringane og 89,8 % av skråeksponeringane.

## 4.7 Dose oppgitt av mammografen/systemet samanlikna med utrekna dose

For einskilde analoge og alle digitale mammografiapparat i denne undersøkinga blir brystkjerteldosen rekna ut for kvar eksponering og vist anten i framsyningsvindaug (analoge system) eller i samband med biletet (digitale system). I kapittel 4.7.1 og 4.7.2 samanliknar vi slike dosar rapportert av dei aktuelle systema med dosar vi har rekna ut.

### 4.7.1 Analoge røntgenapparat: Instrumentarium Diamond

Det blei rapportert inn dosar frå to av åtte Instrumentarium mammografar. Begge desse var av typen Instrumentarium Diamond.



---

I snitt låg dosane for Instrumentarium Diamond 5,5 % over våre utrekningar av dosar. For den eine mammografen låg dosane i snitt 7,8 % under våre utrekningar (89 % av dosane på framsyningsvindaugget synte lågare verdi for dosen enn våre utrekningar). For den andre mammografen var dosane på framsyningsvindaugget i snitt 15,2 % over våre utrekningar (3 % av dosane på framsyningsvindaugget synte lågare verdi for dosen enn våre utrekningar).

#### *4.7.2 Digitale røntgenapparat: GE Senographe DS og Senographe 2000D*

Det blei rapportert inn oppgitt dose for to digitale apparat, GE Senographe DS og GE Senographe 2000D. I snitt låg dosane for GE Senographe DS 19,2 % over våre utrekningar av dosar (0,5 % av dei innrapporterte dosane synte lågare verdi for dosen enn våre utrekningar).

I snitt låg dosane for GE Senographe 2000D 9,1 % over våre utrekningar av dosar (25 % av dei innrapporterte dosane synte lågare verdi for dosen enn våre utrekningar).

### **4.8 Samanlikning mellom dosane frå 2004-2005 og 2005-2006**

I 2004-2005 fann vi for 13 analoge laboratorium følgjande verdiar (8):

- 1,17 mGy (95 % KI: 1,15 mGy-1,19 mGy) for frontprojeksjonen,
- 1,35 mGy (95 % KI: 1,32 mGy-1,38 mGy) for skråprojeksjonen og
- 2,55 mGy (95 % KI: 2,48 mGy-2,62 mGy) for heile undersøkinga.

I datamaterialet for 2005-2006, som inngår i denne rapporten, fann vi følgjande verdiar:

- 1,20 mGy (95 % KI: 1,19 mGy-1,21 mGy) for frontprojeksjonen
- 1,34 mGy (95 % KI: 1,32 mGy-1,36 mGy) for skråprojeksjonen og
- 2,60 mGy (95 % KI: 2,55 mGy-2,65 mGy) for heile undersøking.

Ei samanlikning mellom datamaterialet frå 2004-2005 og 2005-2006 syner at skilnaden i dose mellom frontprojeksjonen og skråprojeksjonen i vårt materiale ikkje er signifikant ( $p>0,05$ ), medan skilnaden i dose for heile undersøkinga er signifikant ( $p=0,00$ ). Dose per undersøking har med andre ord gått litt opp sidan datainnsamlinga i 2004-2005.

---

## 5 Diskusjon

### 5.1 Inkluderte data

Det er til denne rapporten samla inn data frå alle screeninglaboratoria i Mammografi-programmet. I dette datamaterialet inngår det 1337 undersøkingar gjort med analogt utstyr og 199 undersøkingar gjort med digitalt utstyr. Fordelinga av undersøkingar mellom analogt og digitalt utstyr reflekterer også utstyrssituasjonen generelt: Det er langt fleire analoge apparat i drift enn digitale apparat. I screeningsamanheng var det 28 analoge og fire digitale mammografiapparar i drift per juli 2006.

### 5.2 Utstyr og screeningmetode

Val av eksponeringsteknikk, og særleg val av strålekvalitet, hadde innverknad på dosane til einskildkvinner. Av mammografmodellane er det berre Siemens Mammomat 300 som berre har ein anode-/filterkombinasjon (molybden anode og molybden filter) og ikkje byr på automatisk val av strålekvalitet. For dei fire apparata av den modellen som er med her, vart anten 29 eller 30 kV nytta for alle eksponeringane. For apparat med automatisk val av strålekvalitet var utvalet av nytta strålekvalitetar mykje større.

Automatisk val av strålekvalitet var mogleg, men ikkje nytta, ved i alt tre laboratorium med analogt utstyr. Alle desse hadde Siemens Mammomat 3000 mammografar og nytta anode-/filterkombinasjon molybden/molybden (Mo/Mo). Medan det ved to av einingane blei nytta fast røyrspenning (29 og 30 kV), regulerte radiografane ved det tredje laboratoriet røyrspenninga ut i frå tjukkeleiken på brystet. Alle laboratoria som hadde digitalt utstyr nytta programautomatikk.

Dei to laboratoria som berre nytta kassetar med filmformat 18x24 cm hadde flest eksponeringar per kvinne, men dei låg ikkje høgast når det gjeld dose per undersøking. Dei tre laboratoria som ligg høgast både i dose per eksponering og per undersøking, er laboratorium nummer 1, 9 og 32. Dette kjem fram i Figur 10, Figur 11 og Figur 14. Laboratorium 32 har digitalt utstyr. Dosenivået her er derfor i stor grad påverka av kva for dosenivå produsenten ynskjer og tilrår at den digitale detektoren opererer ved. Laboratorium 1 og 9 har begge analogt utstyr. Begge har eitt anodemateriale (molybden) og to alternative filtermaterial (molybden og rhodium). Begge er utstyrte med programautomatikk, som blei nytta.

Nokre av mammografane gjer ei kort førehandseksponering før hovudeksponeringa. For dei analoge mammografane frå Instrumentarium og dei digitale mammografane frå GE kan ein få eit skifte av strålekvalitet (anode- og filtermateriale og i tillegg røyrspenning) mellom desse eksponeringane. Vi har ikkje hatt informasjon om kva for strålekvalitet som vart nytta ved førehandseksponeringane i undersøkingane i denne rapporten. Dosane som er rekna ut her, er derfor berre basert på strålekvaliteten for hovudeksponeringa. Hadde ein tatt omsyn til ulikskapen i strålekvalitet og rekna ut totaldosen som summen av dosane for førehands- og

---

hovudeksponeringa, ville doseverdiene blitt litt annleis. Vi reknar ikkje med at dette forholdet har avgjerande innverknad på funn og konklusjonar i denne rapporten. Kor stor effekten er, kan vi berre få svar på ved å hente inn data for både førehands- og hovudeksponeringa og så rekne ut dosane både med og utan å ta omsyn til eventuelle skifte i strålekvalitet mellom dei to. Vi planlegg å gjere dette ved neste innsamling av eksponeringsdata.

I førre rapport om stråledosar til screena kvinner (8), var det 11 av 13 laboratorium (85 %) som nytta film-/foliekombinasjonen Kodak Min-R 2000/2190. Dei to andre nytta Kodak Min-R EV/Min-R EV 190. Denne gongen nytta 11 av dei 28 laboratoria (39 %) Kodak Min-R 2000/2190, resten nytta Kodak Min-R EV/Min-R EV 190. Av dei 13 laboratoria som rapporterte inn dosedata til førre rapport, var det 12 laboratorium som rapporterte inn data også no. Av desse var det fire som framleis nytta Kodak Min-R 2000/2190, to som nytta Kodak Min-R EV/Min-R EV både i denne rapporten og i den førre og seks som hadde gått over til å bruke Kodak Min-R EV/Min-R EV. Samanlikna med dosane i førre rapport (8), så har dose per eksponering gått ned for analogt utstyr, medan dose per undersøking er om lag den same, noko som kan sjåast i samanheng med at det blei tatt litt fleire bilete (4,10 eksponeringar per kvinne) med analoge system enn det vi fann i førre rapport (4,09 eksponeringar per kvinne). Kva for film-/foliesystem som vert nytta kan spele inn på resulterande dosenivå. For å finne ut om skiftet i film-/foliesystem i Mammografiprogrammet har medverka til nedgangen i dose per eksponering, måtte vi gjort meir omfattande analyser av dataa frå kvart einskild laboratorium.

### 5.3 Alder, kompresjonskraft og brysttjukkheit

Framstillinga i Figur 5 syner at det er godt samsvar mellom aldersfordelinga i vårt materiale og i Mammografiprogrammet totalt. På grunn av utrekningsmåten for alder syner vår fordeling litt lågare aldrar enn vi ville fått om vi hadde kjent fødselsdato for alle og rekna ut aldrane nøyaktig. Gjennomsnittsalderen for kvinnene undersøkt med analogt utstyr var 1,5 år høgare enn gjennomsnittsalderen til kvinnene undersøkt med digitalt utstyr. Skilnaden er statistisk signifikant. Alderen til kvinnene kan ha noko å seie med omsyn til kor mykje kjerteltev dei har. Hjøa einskilde mammografiapparat med programautomatikk vil brystsamansetnaden kunne påverke val av strålekvalitet, som igjen vil spele inn på stråledosen.

Komprimert tjukkheit vil til ei viss grad vere avhengig av kompresjonskrafta som vert nytta. Figur 7 syner at praksis varierer ein god del når det gjeld nivået på nytta kompresjonskraft. Praktisk erfaring peikar likevel i retning av at frå ein situasjon der brystet er komprimert til ein slik grad at det sit fast, så vil ytterlegare auke i kompresjonskrafta ikkje føre til vesentleg endring i komprimert brysttjukkheit. Faren for at same kvinne, på grunn av variasjon i nytta kompresjon ved fleire eksponeringar av same bryst, skulle kunne få tilordna ulik tjukkheit skulle derfor vere liten.

Analyse av verdiar for komprimert brysttjukkheit for kvinner undersøkt med respektive analog og digital teknikk syner at det ikkje er nokon statistisk signifikant skilnad mellom brysttjukkheitane i dei to gruppene.

---

Med mammografisystem utan programautomatikk og fleire alternative anode- og filtermaterial, finn ein vanlegvis at verdiane for gjennomsnittleg absorberte brystkjerteldose aukar med aukande brysttjukkheit. Ved bruk av dei meir avanserte systema finn ein i regelen at denne effekten er redusert, noko som mellom anna er vist i avsnitt 4.4 Samanheng mellom brysttjukkheit og dose. Ei viss auke i dose med aukande tjukkheit er likevel vanleg.

Totalt i datamaterialet så hadde 29 % av dei komprimerte brysta tjukkheit 60 mm eller meir. Ser vi på dei to analoge systema med høgast dosar (både per eksponering og per undersøking), finn vi at laboratorium nr. 1 hadde fleire bryst i dette tjukkheitsintervallet (38,5 %) samanlikna med datamaterialet totalt, medan laboratorium nr. 9 hadde litt færre (27,1 %). Både ved laboratorium nr. 1 og 9 blei automatisk val av strålekvalitet nytta.

Gjennomsnittleg komprimert brysttjukkheit for heile datamaterialet var 52,2 mm. Verdien ved laboratorium nr. 1 var 59,0 mm, altså høgare enn gjennomsnittet, medan verdien ved laboratorium nr. 9 var lågare enn gjennomsnittet (50,8 mm). Ved laboratorium nr. 1 var den gjennomsnittlege kompresjonen mindre enn det totale gjennomsnittet for alle laboratoria, medan laboratorium nr. 9 låg over gjennomsnittet for kompresjon.

Det er grunn til å forvente noko høgare dosar ved eksponering av tjukke bryst samanlikna med tynne bryst. Den høgare delen tjukke bryst samanlikna med heile talmaterialet kan derfor vere ei mogleg forklaring på kvifor dosane ved laboratorium nr. 1 ligg høgare enn ved dei fleste andre laboratoria. Det skal også seiast at talet på rapporterte undersøkingar frå dette laboratoriet var det lågaste i heile undersøkinga, nemleg 13. For laboratorium 9 er både delen bryst over 60 mm og middeltjukkheiken lågare enn for heile talmaterialet. Noko opplagd årsak til at dosane ved dette laboratoriet er blant dei høgaste er derfor ikkje lett å peike på.

#### **5.4 Gjennomsnittleg brystkjerteldose og dosefordeling for analogt og digitalt utstyr**

Gjennomsnittleg brystkjerteldose er rekna ut for analog og digital teknikk for front- og skråprojeksjonen samt for heile undersøkinga. I alle høve finn vi at dosane med digital teknikk er signifikant høgare enn dosane med analog teknikk. Ved ein nærare inspeksjon av Figur 10, Figur 11 og Figur 14 ser vi at gjennomsnittsdosane for dei fire digitale systema (laboratorium nr. 29-32) er særskilte ulike, og varierer frå å liggje blant dei lågaste til å syne dei høgaste dosane. For frontprojeksjonen (Figur 10) er den minste gjennomsnittlege dosen per eksponering for både analogt og digitalt utstyr om lag 0,8 mGy. For skråprojeksjonen (Figur 11) er det eit laboratorium med digitalt utstyr som har høgast gjennomsnittleg dose per eksponering. Forholdet mellom høgaste og lågaste dose per eksponering for laboratorium med analogt utstyr er 2,0 for både front- og skråprojeksjonen. For laboratorium med digitalt utstyr er det same forholdet 2,3 for frontprojeksjonen og 2,7 for skråprojeksjonen. Det er altså større spreing i dosane for digitale system samanlikna med analoge system. Digitalt utstyr kan derfor, avhengig av produsent, modell og innstilt dosenivå, både gi like låge dosar per eksponering som analogt utstyr og mykje høgare dosar enn analogt utstyr.

#### **5.5 Samanheng mellom brysttjukkheit og dose**

Ved undersøkingar gjort med analog apparatur som berre har ein anode-/filterkombinasjon, det vil sei eit avgrensa utval strålekvalitetar, finn vi at kjerteldosen aukar med aukande

---

brysttjukkeleik. Samanhengen mellom kjerteldose og brysttjukkeleik er ikkje like synleg når det nyttast automatisk val av strålekvalitet. I materialet vi presenterer her, går skilnaden ved bryst med tjukkeleik større enn 55-64 mm. Dette gjeld begge projeksjonane, men skilnaden i dose er størst for skråprojeksjonen. For digitale system syner dosekartleggingar med bruk av fantom at ein òg for desse systema får ein dosevinst for tukke bryst. Sidan dosenivået er såpass ulikt mellom dei fire digitale einingane som er med her, trer denne effekten ikkje tydeleg fram frå våre data.

## 5.6 Dose til eit standardbryst

AGD-verdiar for standardbrystet vert rekna ut for kvart mammografiapparat ved årleg statuskontroll. Eit fantom laga av materiale som simulerer vev med tjukkeleik 45 mm og tettheit tilsvarande 45 % kjertelvev blir då eksponert med same eksponeringsfaktorar som ein ville nytta for eit bryst av same tjukkeleik. AGD til standardbrystet tillèt ei vurdering av effekten av apparatfaktorar utan innverknad av faktorar knytt til den einskilde undersøkinga.

For dei digitale systema var korrelasjonen mellom dosane til standardbrystet og dei gjennomsnittlege dosane til kvinnene særst høg for begge projeksjonane, med om lag 26 % høgare dosar for kvinnene samanlikna med standardbrystet for frontprojeksjonen og kring 39 % for skråprojeksjonen. For dei analoge systema var på andre sida korrelasjonen låg. Dersom vi ser resultatane frå det analoge og digitale utstyret under eitt, var korrelasjonskoeffisienten på kring 0,6, noko som er i nærleiken av kva vi fann for frontprojeksjonen og berre analoge system i førre StrålevernRapport (8). Då fann vi kring 18 % høgare dosar for kvinnene samanlikna med standardbrystet for frontprojeksjonen, medan tilsvarande tal frå denne rapporten er 15 %.

## 5.7 Eksponeringar per undersøking

Samla for undersøkingane gjort med både digitalt og analogt utstyr fann vi at det vart gjort 4,09 eksponeringar per kvinne. Dette er det same som vi fant i den førre rapporten (1). Det blei tatt litt fleire ekstrabilete av kvinner med analogt utstyr (4,10 eksponeringar per kvinne), enn med digitalt utstyr (4,06 eksponeringar per kvinne). Dei to laboratoria som berre nytta kassetar med filmformat 18x24 cm hadde flest eksponeringar per kvinne, men dei låg ikkje høgast når det gjeld dose per undersøking. For dei to laboratoria med digitalt utstyr frå GE, som berre har lite format, blei det i snitt tatt fleire eksponeringar (4,08 og 4,09) per kvinne enn for dei to andre laboratoria med digitalt utstyr (4,02 og 4,04).

Dei ekstra bileta utgjorde 141 bilete fordelt på 96 kvinner, det vil seie i snitt 1,5 ekstrabilete på kvar av desse kvinnene. Det same fann vi for datamaterialet som blei brukt i førre rapport (8). I ein del, truleg dei fleste, av tilfella der eit bryst vart eksponert meir enn ein gong, er berre delar av brystet eksponert fleire gonger. Vi har likevel rekna som om heile brystet vert eksponert. Dette er i tråd med råda i den Europeiske protokollen for dosimetri i mammografi (7). Denne praksisen gjer at ein til ei viss grad overestimerer dosen per eksponering for desse brysta.

---

## 5.8 Einskildtilfelle med høge dosar

Røntgenstråling reknast å kunne ha ein liten kreftinduserande effekt. Denne effekten er ein av fleire ein må ta omsyn til når ein gjer vurderingar der ein ser på forholdet mellom vinst (sparte liv) og tap (mellom anna eventuelle nye tilfelle av kreft som følge av stråling) i eit program med mammografiscreening. For å gjere vurderingar knytt til effekten av stråledosane, treng ein blant anna kunnskap om storleiken på stråledosen ved ei undersøking og risikoen for å indusere kreft ved eit slikt dosenivå. I ein slik samanheng er det nyttig å ha ei formeining om kor høg dosen maksimalt vil kunne vere.

Den høgaste dosen per eksponering for frontprojeksjonen i materialet var 3,30 gonger høgare enn den gjennomsnittlege dosen for frontprojeksjonen for alle einingane. Det tilsvarande talet for skråprojeksjonen var 4,40. Den høgaste einskiddosen vart rekna ut for eit skråbilete tatt på eit analogt apparat med manuelt val av strålekvalitet. Brystet som blei eksponert var tjukkare enn gjennomsnittet, 84 mm. I ei tilsvarande undersøking frå screeningprogrammet i Storbritannia (21), blei det identifisert ei lita undergruppe av kvinner som fikk ekstra høge dosar. Dette var kvinner med brysttjukkuleik større eller lik 95 mm, den høgaste var på 109 mm. I vårt datamateriale inngår det ingen bryst med tjukkuleik større enn 95 mm for frontprojeksjonen. For skråprojeksjonen var det berre bryst undersøkt på analoge røntgenapparat med automatisk val av strålekvalitet som hadde ein komprimert brysttjukkuleik større enn 95 mm.

Ein annan faktor som spelar inn på dosane kvinnene får, er utstyret som blir nytta. Dette kan ein få eit inntrykk av ved å sjå på dosane til standardbrystet, det vil seie eit fantom med tjukkuleik 45 mm og tettleik tilsvarande 45 % kjertellev. Gjennomsnittleg dose til eit standardbryst blir rekna ut i samband med den årlege statuskontrollen. Middelveidien for alle apparata vart rekna ut til 1,04 mGy. Høgast verdi, som var 1,49 mGy, blei rekna ut for eit digitalt røntgenapparat. Denne verdien for gjennomsnittleg dose til eit standardbryst låg 1,43 gonger ( $1,49 \text{ mGy}/1,04 \text{ mGy}$ ) høgare enn middelveidien for alle røntgenapparata, og 1,37 ( $1,49 \text{ mGy}/1,09 \text{ mGy}$ ) gonger høgare enn middelveidien for dei digitale røntgenapparata. Høgaste gjennomsnittleg dose til eit standardbryst for dei analoge røntgenapparata var 1,46 mGy. Dette er 1,40 ( $1,46/1,04$ ) gonger høgare enn middelveidien for alle røntgenapparata og 1,42 ( $1,46/1,03$ ) gonger høgare enn middelveidien for dei analoge røntgenapparata.

Med utgangspunkt i forholdstala rekna ut over, kan ein estimere kva dei høgaste forventa dosane vil bli. Til dømes kan ein, ved undersøking på det analoge mammografiapparatet med høgast dose til standardbrystet, forvente at nokre kvinner med høg komprimert brysttjukkuleik vil få dosar kring 5,2 mGy ( $3,30 \times 1,42 \times 1,12 \text{ mGy}$ ) for frontprojeksjonen og 8,1 mGy ( $4,40 \times 1,42 \times 1,29 \text{ mGy}$ ) for skråprojeksjonen. Her er 3,30 forholdstallet mellom den høgaste dosen og gjennomsnittsdosen registrert for frontprojeksjonen, 1,42 forholdstallet for dose til standardbrystet mellom gjennomsnittsdosen og dosen med apparatet med høgast doseverdi og 1,12 utrekna gjennomsnittsdose ved ein frontprojeksjon for det aktuelle datamaterialet. Tala for front- og skråprojeksjonen leier til ei estimert maksimaldose per undersøking på 13,3 mGy viss det nyttast to bilete per bryst. Ved undersøking på det digitale apparatet med høgast dose til standardbrystet blir tala kring 6,1 mGy ( $3,26 \times 1,37 \times 1,37 \text{ mGy}$ ) for frontprojeksjonen og 5,6 mGy ( $2,71 \times 1,37 \times 1,50 \text{ mGy}$ ) for skråprojeksjonen. Dette leier til ei estimert maksimaldose per undersøking på 11,7 mGy viss det nyttast to bilete per bryst. I det presenterte datamaterialet finn vi ingen dose per eksponering eller per undersøking som ligg høgare enn dei estimerte maksimaldosane innanfor sin utstyrstype, det vil seie analogt eller digitalt.

---

## 5.9 Dose oppgitt av mammografen/systemet i forhold til utrekna dose

Vi har fått rapportert inn dosane frå i alt fire mammografar, to analoge av typen Instrumentarium Diamond og to digitale frå produsenten GE. For apparata Instrumentarium Diamond fann vi at det eine apparatet synte lågare dosar enn vi rekna ut, medan det andre synte høgare. Resultata for GE sine røntgenapparat syner at dei innrapporterte dosane generelt ligg noko høgare enn det vi kjem fram til.

Som omtala tidlegare i rapporten, avheng dosen som blir rekna ut av ei rekkje faktorar. For nokre av desse vil systemet og vi nytte dei same verdiane. Det gjeld til dømes nytta anode, filter, røyrspenning, mAs og komprimert brysttjukkeleik. Når det gjeld HVL og stråleutbytte, er verdiar for dette lagt inn i systemet av leverandøren, medan vi gjer våre egne målingar. Det kan derfor finnast skilnadar i desse parametranne. Kva gjeld overgangsfaktorane, så er ikkje desse publisert for kvar moglege kombinasjon av eksponeringstilhøve. Ein må derfor interpolere mellom kjende verdiar, og kjem truleg ikkje alltid fram til nøyaktig dei same tala. I tillegg finst det fleire alternative sett med overgangsfaktorar, noko som òg kan gje skilnadar i utrekna doseverdiar. I ein tidlegare StrålevernRapport (8) samanlikna vi utrekna doseverdiar for dei same undersøkingane med bruk av ulike overgangsfaktorar og fann skilnadar opp mot 20 %.

---

## 6 Konklusjon

Denne undersøkinga hadde fleire målsetjingar. Vi ynskja å få eit inntrykk av storleiken på dosane til screena kvinner i Mammografiprogrammet. Vi ynskja òg å samanlikne dosar for kvinner undersøkt med analogt og digitalt utstyr, å sjå på eventuelle andre omstende som kan ha innverknad på dosenivået og å kome med forslag til tiltak som kan vere med på å redusere dosenivået i heile programmet eller ved einiskilde einingar dersom vi meiner at eit slikt reduksjonspotensial finst.

Ved å nytte ein metode basert på Dance et al. (13,17) sine overgangsfaktorar har vi rekna ut gjennomsnittleg absorbert brystkjerteldose til undersøkte kvinner etter følgjande formel:

$$AGD \equiv K \cdot g \cdot s$$

Vi finn at gjennomsnittleg dose,  $D$ , for dei til saman 1536 screena kvinnene var 1,20 mGy (95 % konfidensintervall: 1,19 mGy-1,21 mGy) for frontprojeksjonen, 1,34 mGy (95 % KI: 1,32 mGy-1,36 mGy) for skråprojeksjonen og 2,60 mGy (95 % KI: 2,55 mGy-2,65 mGy) for ei undersøking. Ei samanlikning med doseutrekningar for perioden 2004-2005 (8) syner ingen signifikant skilnad i dose verken for front- eller skråprojeksjonen. Vi finn derimot ei lita, men statistisk signifikant auke i dose per undersøking.

Dose til eit standardbryst reknast ut for kvart screeninglaboratorium ved den årlege statuskontrollen. Eit fantom med materiale som liknar på vev med tjukkeleik 45 mm og kjertelinnhald 45 % blir då eksponert med same eksponeringsfaktorar som ein ville nytta for eit bryst av same tjukkeleik. Det er interessant å ha kjennskap til kor god denne doseverdien er som indikator for doser til dei undersøkte kvinnene. I vårt materiale fann vi stor grad av samanheng mellom fantom- og kvinnedosane for dei digitale apparata for seg, med noko høgare dosar forventa til kvinnene samanlikna med dosane rekna ut for fantomet. Korrelasjonen var best og doseskilnaden minst for frontprojeksjonen. For dei analoge systema for seg var samanhengen dårlegare. Ved samla analyse av heile datamaterialet var samanhengen dårlegare enn for dei digitale systema sett for seg, men betre enn for dei analoge systema sett for seg.

Materialet frå 2004-2005 inneheldt berre data frå undersøkingar utført med analogt utstyr og frå 38 % av screeninglaboratoria i Mammografiprogrammet. I denne rapporten er alle, inkludert fire digitale, screeninglaboratorium med. Ei samanlikning av resultatata frå 2004-2005 og resultatata frå berre dei analoge laboratoria i denne rapporten syner ein liten, men statistisk signifikant minking i gjennomsnittleg dose for begge projeksjonane, medan gjennomsnittleg dose per undersøking er uendra.

Ser vi på resultat frå analoge og digitale laboratorium kvar for seg, finn vi statistisk signifikant høgare dosar for dei digitale laboratoria samanlikna med dei analoge for begge projeksjonar og for heile undersøkinga. Samstundes finn vi at variasjonen i dosar for dei fire digitale systema er store. Ved å analysera dataa frå desse fire laboratoria samla, dekkjer ein til desse skilnadane. Dette syner at ein ikkje kan handsame digitale system som eitt og det same, men må vere merksame på individuelle skilnadar. For alle dei digitale systema ville det vore interessant å sjå på biletkvalitet og dosenivå i samanheng for å finne ut om mammografane blir brukte ved eit optimalt dosenivå.



---

Dosen aukar mindre med aukande brysttjukkeleik ved bruk av mammografiapparat med programautomatikk og fleire val når det gjeld strålekvalitet (kombinasjonen av anode- og filtermateriale og røyrspenning) samanlikna med apparat som ikkje tilbyr desse moglegheitene. Ved nokre få analoge laboratorium nyttar ein ikkje programautomatikken sjølv om slik er tilgjengeleg. Hadde ein her tatt i bruk programautomatikken, ville ein truleg redusere dosane til tjukke bryst. Kva innstillingar ein bør nytte for programautomatikken bør helst vere del av ein optimaliseringsstudie.

---

## 7 Referanseliste

1. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 60. Annals of the ICRP 1990; 21 (1-3). Oxford: Pergamon Press, 1991.
2. Lov 12. mai 2000 nr. 36 om strålevern og bruk av stråling (strålevernloven). Oslo 2000. <http://www.lovdatab.no/all/hl-20000512-036.html> (25.05.07)
3. Forskrift 21. november 2003 nr. 1362 om Strålevern og bruk av stråling (strålevernforskriften). Oslo 2003. <http://www.lovdatab.no/cgi-wift/ldles?doc=/sf/sf/sf-20031121-1362.html> (25.05.07)
4. Hofvind S, Wang H, Thoresen S. Do the results of the process indicators in the Norwegian breast cancer screening program predict future mortality reduction from breast cancer? Acta Oncologica 2004; 43: 467-473. 2004.
5. Kvalitetsmanual for Mammografiprogrammet. Oslo: Kreftregisteret, 2003. [http://www.kreftregisteret.no/om\\_kreftregisteret/registrering/masseundersokelser\\_etc/manual.pdf](http://www.kreftregisteret.no/om_kreftregisteret/registrering/masseundersokelser_etc/manual.pdf) (06.09.05).
6. StrålevernRapport 2003:14. Bredholt K, Hauge IHR, Ormberg IW, Pedersen K. Kvalitetskontroll i mammografi. Konstanskontroller. Østerås: Statens strålevern, 2003.
7. StrålevernRapport 2005:9. Ormberg IW, Pedersen K, Bredholt K. Statens strålevern i Mammografiprogrammet; databaseprogram for kvalitetskontrollresultater. Østerås: Statens strålevern, 2005.
8. StrålevernRapport 2005:12. Hauge IHR, Pedersen K. Stråledose til screena kvinner i Mammografiprogrammet. Østerås: Statens strålevern, 2005.
9. Zoetelief J, Fitzgerald M, Leitz W, Säbel M. European protocol on dosimetry in mammography. EUR 16263. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 1996.
10. Eklund S, Thilander A, Leitz W, Mattsson S. The impact of anatomic variations on absorbed radiation doses in mammography. Radiation Protection Dosimetry 1993; 49: 167-170.
11. Beckett JR, Kotre CJ. Dosimetric implications of age related glandular changes in screening mammography. Physics in Medicine and Biology 2000; 45: 801-813.
12. Bignell FM. Assessment of breast composition for a sample of women attending for mammography screening. MSc dissertation, University of Surrey. Guildford 1996.
13. Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR og Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Physics in Medicine and Biology 2000; 45: 3225-3240.
14. StrålevernRapport 1998:4. Pedersen K. Prøveprosjekt med mammografiscreening: Pasientdosemålinger. Østerås: Statens strålevern, 1998.
15. Wu X, Barnes GT, Tucker DM. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. Radiology 1991; 179: 143-148.
16. Wu X, Lingold EL, Barnes GT, Tucker DM. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. Radiology 1994; 193: 83-89.
17. Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Physics in Medicine and Biology 1990; 29: 237-47.

- 
18. Boone J. Glandular Breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray Beams: Monte Carlo assessment. *Radiology* 1999, 213: 23-27.
  19. Young KC, Ramsdale ML, Bignall FF. Review of dosimetric methods for mammography in the UK breast screening programme. *Radiation Protection Dosimetry* 1998, 80: 183-6.
  20. Young KC. Breast dose surveys in the NHSBSP; Software and instruction manual. Version 2.0. National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography, Report 04. Guilford 2004.  
<http://www.royalsurrey.nhs.uk/intranet/Royal-Surr/RSCH-Struc/Radiation-/NCCPM/Dose-software-Manual-Version-2.0-rev.pdf>. (06.09.05)
  21. Sobol WT, Wu X. Parametrization of mammography normalized glandular dose tables. *Medical Physics* 1997; 24: 547-554.
  22. Hemdal B, Bengtsson G, Leitz W, Andersson I, Mattsson S. Comparison of the European and Nordic protocols on dosimetry in mammography involving a standard phantom. *Radiation Protection Dosimetry* 2000; 90: 149-154.
  23. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th edition. Europe against cancer. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2006.
  24. Chevalier M, Morán P, Ten JI, Fernández Soto JM, Cepeda T, Vañó E. Patient doses in digital mammography. *Medical Physics* 2004; 31 (9): 2471-2479.
  25. Young KC. Radiation doses in the UK trial of breast screening in women aged 40-48 years. *British Journal of Radiology* 2002; 75: 362-370.



Statens strålevern  
Norwegian Radiation Protection Authority

**StrålevernRapport 2007:1**

Virksomhetsplan 2007

**StrålevernRapport 2007:2**

Representative doser i Helse Øst. Representative doser for røntgendiagnostikk rapportert fra virksomheter i Helse Øst høsten 2006

**StrålevernRapport 2007:3**

Radioecological consequences of a potential accident during transport of radioactive materials along the Norwegian coastline

**StrålevernRapport 2007:4**

Measuring radon levels at high exposures with alpha-track detectors. Calibration and analysis

**StrålevernRapport 2007:5**

Upgrading the Regulatory Framework of the Russian Federation for the Safe Decommissioning and Disposal of Radioisotope Thermoelectric Generators