

Stråledose til screena kvinner i Mammografiprogrammet



Referanse:

Hauge I. H. R., Pedersen K. Stråledose til screena kvinner i Mammografiprogrammet. StrålevernRapport 2005:12. Østerås: Statens strålevern, 2005. Språk: Norsk

Emneord:

Mammografi. Mammografiscreening. Gjennomsnittleg kjerteldose (AGD). Stråledose. Pasientdosar.

Resymé:

Alle norske kvinner i alderen 50 til 69 år blir per dags dato invitert til mammografiscreening i det offentlege Mammografiprogrammet annakvart år. I programmet har Statens strålevern blant anna ansvaret for teknisk kvalitetskontroll og optimalisering av stråledosa og kvaliteten på bileta. I tråd med forskrifta frå 21. november 2003 nr. 1362 om strålevern og bruk av stråling (strålevernforskrifta) rapporterer radiografane inn eksponeringsdata for om lag 50 kvinner i året. På grunnlag av rapporterte data frå 13 laboratorium er det rekna ut gjennomsnittleg absorbert brystkjerteldose til dei screena kvinnene ved hjelp av ulike modellar. Ut i frå dette blir det gjeve ei tilråding om kva for ein modell som bør nyttast i framtida ved utrekning av stråledose i mammografi.

Reference:

Hauge I. H. R., Pedersen K. Radiation doses to screened women in the Norwegian Breast Cancer Screening Program. StrålevernRapport 2005:12. Østerås: Norwegian Radiation Protection Authority, 2005. Language: Norwegian.

Key words:

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

Abstract:

The Norwegian Breast Cancer Screening Program invites all women aged 50-69 years to attend for X-ray mammography every other year. The Norwegian Radiation Protection Authority is responsible for optimization of the radiation dose and image quality. As laid down by the law dated November 21st 2003 concerning radiation protection and use of radiation, radiographers report exposure data for approximately 50 women annually. Based on reported data from 13 laboratories average glandular dose (AGD) to the screened women has been calculated by using different models. From these evaluations a recommendation on which model to use in the future when estimating radiation dose in mammography has been given.

Prosjektleder: Ingrid Helen Ryste Hauge.

Godkjent:



Gunnar Saxebøl, avdelingsdirektør, Avdeling Strålevern og sikkerhet.

44 sider.

Utgitt 2005-10-25. Korrigert versjon 5.12.2005.

Opplag 150 (10-05).

Form, omslag: Lobo Media AS, Oslo.

Trykk: Lobo Media AS, Oslo.

Framsida: Illustrasjon – Kari C. Toverud MS CMI (sertifisert medisinsk illustratør),

Mammografifoto – Anita Treidene-Studer.

Bestillast frå:

Statens strålevern, Postboks 55, 1332 Østerås.

Telefon 67 16 25 00, telefax 67 14 74 07.

e-post: nrpa@nrpa.no

www.nrpa.no

ISSN 0804-4910

Stråledose til screena kvinner i Mammografiprogrammet

Ingrid Helen Ryste Hauge
Kristin Pedersen



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 følgje 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 følgje 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.

Medan det er semje om hovudprinsippa for utrekning av stråledose til brystkjerteltev, finst det likevel litt ulike metodar ein kan velje mellom. I denne rapporten ynskjer vi

- Å vurdere nokre få, litt ulike måtar å rekne ut stråledose til brystkjerteltev.
- Å kome fram til ei tilråding for kva metode vi meiner bør nyttast for utrekning av slike dosar ved mammografiverksemd i Noreg.
- Å få eit inntrykk av storleiken på dosane til screena kvinner i Mammografiprogrammet.
- 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 einkilde einingar, dersom vi finn 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.

Radiografar ved screeningeingingane som inngår i undersøkinga registrerte alle naudsynte data om undersøkingane. Dette er ein del av kvalitetskontrollrutinane omtala i Kvalitetsmanualen for Mammografiprogrammet (3).

Kirsti Bredholt og Ida W. Ormberg ved Strålevernet medverka ved dei tekniske målingane på mammografiapparata. Radiografar i Nordland utførte sjølve alle naudsynte målingar på sine apparat.

Ragnhild Sørum ved Kreftregisteret medverka med data om aldersfordelinga for frammøtte kvinner i Mammografiprogrammet og med råd gjeldande statistisk analyse.

Innhald

Forord	3
Innhald	4
Samandrag	7
Summary	9
1 Innleiing	11
2 Dosimetri i mammografi	13
2.1 Omrekning frå målt inngangsdose til kjerteldose	13
2.2 Overgangsfaktorar frå Dance	14
2.2.1 <i>Dance sin første publikasjon, 1990</i>	14
2.2.2 <i>Korrigering for brysttettleik og andre anode-/filterkombinasjonar</i>	14
2.3 Overgangsfaktorar frå Wu et al.	15
3 Eksponeringsdata, målingar og utrekningar	17
3.1 Eksponeringsdata frå screeninglaboratoria	17
3.1.1 <i>Brysttjukkuleik</i>	18
3.2 Målingar utført på mammografiapparata	19
3.2.1 <i>Dose ved inngangsflata</i>	19
3.2.2 <i>Halvverdilag - HVL</i>	19
3.3 Utrekning av gjennomsnittleg brystkjerteldose	21
3.3.1 <i>Dataverktøy for utrekning av dosar med bruk av overgangsfaktorar frå Dance et al.</i>	21
3.3.2 <i>Dataverktøy for utrekning av dosar med bruk av overgangsfaktorar frå Wu et al.</i>	21
3.3.3 <i>Tilfeller med meir enn eitt bilete per projeksjon</i>	22
3.4 'European protocol on dosimetry in mammography'	22
3.4.1 <i>Eksponeringsdata frå screeninglaboratoria</i>	22
3.4.2 <i>Måling av stråleutbytte</i>	23
3.4.3 <i>Måling av halvverdilag (HVL)</i>	23
3.4.4 <i>Utrekning av gjennomsnittleg brystkjerteldose</i>	24
3.5 'European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening'	24
4 Resultat	25

4.1	Inkluderte data	25
4.2	Utstyr og screeningmetode	25
	4.2.1 <i>Mammografiapparat, val av anode, filter og kV</i>	25
	4.2.2 <i>Film og framkallingsutstyr</i>	26
	4.2.3 <i>Screeningmetode/bilet-taking</i>	26
4.3	Registrerte eksponeringsdata	27
	4.3.1 <i>Alder</i>	27
	4.3.2 <i>Kompresjonskraft</i>	28
	4.3.3 <i>Tjukkeleik</i>	29
4.4	Gjennomsnittleg brystkjerteldose og dosefordeling	30
4.5	Samanheng mellom brysttjukkeleik og dose	33
4.6	Dose til eit standardbryst	35
4.7	Einskildtilfeller med høge dosar	36
5	Diskusjon	38
5.1	Inkluderte data	38
5.2	Utstyr og screeningmetode	38
5.3	Alder og kompresjonskraft	38
5.4	Gjennomsnittleg brystkjerteldose og dosefordeling	39
5.5	Samanheng mellom brysttjukkeleik og dose	40
5.6	Dose til eit standardbryst	40
5.7	Eksponeringar per undersøking	40
5.8	Einskildtilfeller med høge dosar	41
5.9	Avvik frå europeiske protokollar	41
6	Konklusjon	42
7	Referanseliste	44

Samandrag

Denne rapporten handlar om stråledosar i Mammografiprogrammet. Grunnlaget for rapporten er eksponeringsdata for 665 kvinner, registrert av lokale radiografar ved 13 screeninglaboratorium i perioden august 2004 til april 2005. Det inngår ikkje data frå digitale mammografiapparat i undersøkinga.

Ved utrekning av dosen til brystkjertelvev nyttast først målte verdiar til å rekna ut dosen ved overflata til brystet. Det må så nyttast såkalla overgangsfaktorar for å rekne om frå denne overflatedosen til kjerteldosen. Det finst fleire alternative tabellar med slike faktorar. Vi har rekna gjennomsnittleg kjerteldose (Average Glandular Dose, AGD) med fire ulike sett overgangsfaktorar:

1. Faktorar publisert av Wu et al. (12, 13). Desse har vore nytta ved utrekninga av dose for eit *standardbryst* (målingar på fantom) heilt frå byrjinga av Mammografiprogrammet. Ei ulempe er at dei ikkje omfattar faktorar for anode-filterkombinasjon wolfram-rhodium (W/Rh). Wu et al. sine faktorar nyttast ofte i USA.
2. Faktorane publisert av Wu et al. med tillegg av faktorar av Klein et al. (14) for W/Rh.
3. Faktorar publisert av Dance (15) med tillegg av korreksjon for *nytt strålekvalitet* frå Dance et al. (10). Dei første (det vil seie utan korreksjonen for strålekvalitet) nyttast ofte i Europa.
4. Faktorar publisert av Dance et al. (10). Inneheld korreksjonar for *nytt strålekvalitet* og *kjertelinnhald*.

Vi fann liten skilnad mellom utrekningar der metode 1 eller 2 vart nytta (i det første tilfellet vart eksponeringane med W/Rh ekskluderte). Dosar rekna ut med faktorar frå metode 3 var omkring 10 % høgare enn metode 1 og 2, og med metode 4 enda kring 10 % høgare. For alle tilfella fann vi ein noko høgare dose til skråbilete enn frontbilete.

Etter ei samla vurdering tilrår vi at ein for analoge mammografiapparat held fram med å nytte Wu et al. sine overgangsfaktorar for utrekning av AGD til eit *standardbryst*. For utrekning av dosar til *undersøkte kvinner* eller *pasientar* tilrår vi å nytte følgjande formel:

$$D = K \cdot g \cdot s$$

der D er dosen, K er kerma fritt i luft (tilsvarar dosen til overflata), g er overgangsfaktorar frå Dance (15), og s er korreksjon for strålekvalitet frå Dance et al. (10). Vi rår då over eit sett av overgangsfaktorar som tek høgd for alle aktuelle strålekvalitetar. Vi går inn for, enn så lenge, å utelate faktoren c som korrigerer for kjertelinnhald. Denne faktoren har sitt grunnlag i undersøkingar i Storbritannia der dei har sett på samanhengen mellom alder, komprimert brysttjukkleik og kjertelinnhald. Det finst ikkje samsvarande undersøkingar frå Noreg.

Om formelen for dose vist over vert nytta, finn vi at gjennomsnittleg AGD for screena kvinner i Mammografiprogrammet for skråprosjeksjonar er $1,35 \pm 0,03$ mGy, for frontprosjeksjonar $1,17 \pm 0,02$ mGy og for ei undersøking $2,55 \pm 0,07$ mGy. Feilestimata representerer 95 % konfidensintervall. Merk at når ein rapporterer dose per undersøking i strålevernssamanheng, meiner ein dosen til eitt bryst.

Tidlegare har det vore vanleg å sjå ei auke i dose per bilete med aukande brysttjukkheit. Denne auka er no svært redusert med bruk av apparat med fleire alternative strålekvalitetar og programautomatikk.

Ei samanlikning av verdien for dose per undersøking publisert i 1998 med verdiane vi finn her, syner at dosen i den siste kartlegginga er lågare. Grunnar til dette kan blant anna vere bruk av anna film-foliesystem og ein vesentleg større del apparat med eit større utval av strålekvalitetar.

Summary

This is a report on radiation doses in the Norwegian Breast Cancer Screening Program (NBCSP). It is based on exposure data for 665 women registered by local radiographers at 13 screening laboratories between August 2004 and April 2005. Data from digital mammography units is not included in this survey.

For the calculation of the radiation dose to the glandular tissue, measured values are used for the calculation of the dose at the breast surface. So-called conversion factors must then be used to go from surface dose to glandular dose. Several alternative sets of such factors have been published. We have calculated the average glandular dose (AGD) using four different sets of conversion factors:

1. Factors published by Wu et al. (12, 13). These factors have been used for calculation of AGD to the *standard breast* (measurements on a phantom) from the start of the NBCSP. A disadvantage is that factors for target-filter combination tungsten-rhodium (W/Rh) are not included. The conversion factors from Wu et al. are widely used in USA.
2. Factors published by Wu et al. with the addition of factors published by Klein et al. (14) for W/Rh.
3. Factors published by Dance (15) with additional correction factors for *radiation quality* published by Dance et al. (10). These (excluding the correction for radiation quality) are frequently used in Europe.
4. Factors published by Dance et al. (10). Includes correction factors for *radiation quality* and *glandular content*.

We found little difference between calculations where method 1. or 2. were used (in the first case, the exposures with W/Rh were excluded from the data set). Doses calculated with factors from method 3. were approximately 10 % higher than doses calculated with method 1. and 2., and with method 4., approximately another 10 % higher. For all cases we found the dose for the oblique view somewhat higher than for the frontal view.

Having considered the pros and cons, a continued use of conversion factors from Wu et al. is recommended for analogue mammography systems for calculation of AGD to the *standard breast*. For calculation of AGD to *patients* we recommend the use of the following formula:

$$D = K \cdot g \cdot s$$

where D is the dose, K is kerma free in air (similar to surface dose), g is conversion factors from Dance (15), and s is the conversion factor for radiation quality from Dance et al. (10). We will then have access to a set of conversion factors covering all relevant radiation qualities. At this point in time we suggest not to include the correction factor c for glandular content. This factor is based on British studies of the relationship between age, compressed breast thickness, and glandular content. Equivalent studies have not been conducted in Norway.

If we use the formula above, we find that mean AGD for women in the Norwegian Breast Cancer Screening Program for oblique views is $1,35 \pm 0,03$ mGy, for frontal views $1,17 \pm 0,02$ mGy, and for an examination $2,55 \pm 0,07$ mGy. The error estimates represent 95 % confidence

intervals. Note that when dose per examination is reported in mammography, this means the dose to one breast.

Earlier, an increase in dose per view with increasing breast thickness has usually been seen. This increase is markedly reduced with the use of mammography units with several alternative radiation qualities and automatic selection of parameters.

A comparison of calculated values for dose per examination published in 1998 and the values we find here shows that the dose we find in this latest survey is lower. Reasons for this might be that different film-screen systems are used and that the number of units offering a selection of radiation qualities has increased.

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 og 2) optimalisert (stråledosen bør vere "as low as reasonably achievable" – det såkalla ALARA-prinsippet) (1). 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 % prosent som faktisk har brystkreft (2). Fordi nesten alle dei undersøkte kvinnene er friske, er det særst høge krav til kvaliteten i alle ledd av screeningprosessen. Kvalitetskrava finst i Kvalitetsmanualen (3) som er gjort gjeldande innanfor programmet. Prosedyrar for oppfølging av kvaliteten på det tekniske utstyret - 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 (4). 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.

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 av vevsliknande materiale 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 frammøtte kvinnene er avhengige av forhold ved den einskilde eksponeringa, mellom anna eigenskapar hos brystet (tjukkeleik, kjertelinnhald), og kva for eksponeringsparametrar som vert nytta. For å få informasjon om dosane til dei frammøtte 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 kvar screeninglab. 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 følgjer: "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" (5).

Sjølve utrekninga av dosane er ikkje omtala i Kvalitetsmanualen. Det er publisert ei rekkje metodar og variantar for slike doseutrekningar. I denne rapporten vil vi sjå nærare på fire aktuelle alternativ. Det er ei målsetjing å finne fram til ein metode som kan få plass i neste versjon av Kvalitetsmanualen.

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) har blitt 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, 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 og 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 kjertelinnehaldet 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' (6).

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 denne delen på, er truleg å ta utgangspunkt i bileta (mammogramma), noko som er særskild tidkrevjande. Denne metoden vart mellom anna nytta av Eklund et al. (7). Alternativt har ein estimert kjertelinnehaldet ved å samanlikne eksponeringsdata frå verkelege bryst med data frå fantom med same tjukkheit og kjend tettleik (8, 9) eller via Monte Carlo-simuleringar (10). Resultata frå alle desse metodane viste ein samanheng mellom alder, komprimert brysttettleik og kjertelinnehald. Problematikken knytta til korrigering av doseverdier 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. Frå starten av Mammografiprogrammet har Strålevernet nytta faktorane frå Wu et al. (12,13). Desse faktorane er dei som blir mest nytta i USA. Ei ulempe med desse er at dei ikkje dekkjer anode-filterkombinasjonen wolfram-rhodium (W/Rh). Denne finst i mammografane Siemens Mammomat 3000/Siemens Mammomat 3000 Nova som nyttast av fleire screeninglaboratorium. I StrålevernRapporten om pasientdosar frå 1998 (11) nyttast faktorar frå Wu et al. For eksponeringar med W/Rh blei overgangsfaktorar henta frå Klein et al. (14).

'European protocol on dosimetry in mammography' ((6), sjå også avsnitt 3.4) viser til overgangsfaktorar utarbeidd av Dance i England (15). Modellen for utrekning av desse har etter kvart blitt utbetra, og oppdaterte faktorar blei publiserte i 2000 (10). Ytterlegare forfining av modellen er òg presentert (16), men førebels er det ikkje publisert ein vidare revisjon av dei tidlegare tabellane på grunnlag av dette. Elles jobbar Boone mykje med doseutrekningar til bryst, og har mellom anna sett på eksponering ved høgare energinivå enn det som har vore vanleg i mammografi (17). I dei følgjande avsnitta skal vi sjå nærare på overgangsfaktorane frå Dance/Dance et al. (15, 10) og Wu et al. (12, 13) inkludert faktorar frå Klein et al. (14) for W/Rh.

2.2 Overgangsfaktorar frå Dance

2.2.1 Dance sin første publikasjon, 1990

Dance (15) går 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. For å ta omsyn til at ein for ulike mammografmodellar og brukarar kan ha eit breitt utval strålekvalitetar (anode-/filterkombinasjonar, røyrspenning, HVL), blei det gjort utrekningar for heile 90 ulike røntgenspektra der anode-filterkombinasjonane molybden anode med molybden filter, og wolfram anode med molybden, aluminium, palladium eller rhodium filter, var med. I det endelege tabellverket er det lagt fram gjennomsnittlege overgangsfaktorar for alle spektra nytta ved kvart halvverdilag. Dei tabulerte verdiane er oppgitt som funksjon av 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 og med). Ved andre HVL og tjukkeleikar må ein interpolere ut ifrå verdiane i tabellen.

Gjennomsnittleg absorbert brystkjerteldose, 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):

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

Eininga for gjennomsnittleg absorbert brystkjerteldose (D) er milligray (mGy).

2.2.2 Korrigering for brysttettleik og andre anode-/filterkombinasjonar

I sin opphavlege artikkel gjekk altså Dance (15) 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 granskningar der ein relaterer mengde kjertelvev til kvinna sin alder og tjukkeleiken til brystet under kompresjon (7,10, 18). Alle finn at tjukkare bryst har mindre kjertelvev enn tynnare bryst. I britiske granskningar 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 andre anode-/filterkombinasjonar og større brysttjukkeleikar i utrekningane.

Korreksjonsfaktorar til dei opphavlege g-faktorane blei publiserte av Dance et al. i 2000 (10). To nye faktorar vart introduserte: Faktoren c korrigerer for brysttettleik som skil seg frå 50 % kjertel- og faktoren s korrigerer for ulike anode-/filterkombinasjonar. Følgjande anode-/filterkombinasjonar er med: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Al, W/Rh.

Gjennomsnittleg brystkjerteldose (D) vert då rekna ut etter følgjande formel:

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

der g-faktorane for tjukkeleik 2-8 cm er dei same som i (15).

2.3 Overgangsfaktorar frå Wu et al.

I sin matematiske modell går Wu et al. (12) ut i frå at brystet er forma som ein halvsirkel med ein viss tjukkeleik med ei uniformt fordelt blanding av kjertel- og feittvev innanfor eit 0,4 cm tjukt hudlag. Tre brystsamansetningar blei studert: 100 % kjertel, blandinga 50 % kjertel og 50 % feitt og 100 % feitt. Ein konkluderte med at dei brystsamansetningane som ein ikkje hadde studert, kunne ein finne ved hjelp av interpolasjon.

Gjennomsnittleg kjerteldose, hos Wu et al. (12) kalla \overline{D}_g , finnast frå produktet av brysteksponering ved inngang til hud (kalla X_{ESE} , tilsvarar faktoren ESAK introdusert tidlegare) og gjennomsnittleg kjerteldose per eining eksponering til hud ved overflata (kalla \overline{D}_{gN}):

$$\overline{D}_g = \overline{D}_{gN} \times X_{ESE} \text{ (Formel 3)}$$

I den opphavlege artikkelen er eininga for \overline{D}_{gN} millirad per Røntgen (mrad/R). Vi ynskjer å nytte eininga gray (Gy) både for eksponeringa ved inngang til hud og for absorbert kjerteldose, og har derfor gjort om slik at \overline{D}_{gN} får eininga mGy/mGy. I denne overgangen har vi nytta følgjande samanhengar:

- 1 rad = 0,01 Gy
- 1 R = 8,67 mGy (i luft).

Eininga for gjennomsnittleg kjerteldose blir då milligray (mGy).

I artikkelen viser ein til tidlegare arbeid der ein har gått ut i frå at \overline{D}_{gN} er ein funksjon av HVL, anodematerialet til røntgenrøyret, brysttjukkeleik og brystsamansetning (fordeling mellom kjertel- og feittvev). Wu et al. (12) finn at strålefeltet som treff objektet ikkje er tilstrekkeleg karakterisert berre ved HVL og anodemateriale, men at filtrering, røyrspenning og til ei viss grad spenningsforma også verkar inn på gjennomsnittleg dose til kjertelvevet. Ut i frå desse vilkåra har ein studert \overline{D}_{gN} eksperimentelt og med Monte Carlo-simuleringar.

\overline{D}_{gN} blei i første omgang funne for molybden anode - molybden filter (Mo/Mo) (12). Seinare blei \overline{D}_{gN} også rekna ut for molybden anode-rhodium filter (Mo/Rh) og rhodium anode-rhodium filter (Rh/Rh) (13). Desse resultatata blei samanlikna med dei tidlegare publiserte resultatata for Mo/Mo.

Forfattarane peiker på fire systematiske feil i deira utrekningar som kan virke inn på doseestimata:

- 1) Data blei rekna ut for 60 cm kilde-til-hud-avstand. Kilde-til-hud-avstand varierer noko mellom ulike modellar av mammografar. Ein finn at effekten av kilde-til-objekt-avstand på $\overline{D_{gN}}$ er liten.
- 2) Utrekningane blei utført for ein brystmodell med ein bestemt storleik, sjølv om bryststorleiken varierer frå kvinne til kvinne. Ein undersøkte kva innverknad det hadde om ein nytta ein modell som var større og ein som var mindre enn den modellen ein hadde i byrjinga, og fann at endringa i $\overline{D_{gN}}$ på det meste var i storleiksorden eit par prosent.
- 3) Heel-effekten blei ikkje teke omsyn til i utrekningane. Dette kan ein kompensere for ved å måle inngangsdosen og HVL i ein avstand midt mellom brystveggen og brystvorta, det vil seie 4 cm frå brystveggen.
- 4) Fotonvekselverknadverrsnitt som blei nytta har ei uvisse på opp til 2 %. Forfattarane finn ei uvisse av same storleiksorden i deira resultat.

I dei publiserte tabellane finn ein overgangsfaktorar for 0, 50 og 100 % kjerteltev for bryst med tjukkeleik 3 til 8 cm. Dei avheng av kV, som er oppgitt i intervall på 2 kV, og HVL, som er oppgitt i sprang på 0,02 mm Al. Ynskjer ein å rekne ut dosar for røyrspenningar og HVL-verdiar som ikkje står i tabellane, må ein interpolere eller ekstrapolere.

3 Eksponeringsdata, målingar og utrekningar

Som omtala tidlegare, reknast den gjennomsnittlege brystkjerteldosen for ei eksponering (AGD) ut ved først å rekne ut 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, med to unntak, gjort av Strålevernet. Detaljane i metoden er omtala nærare i dei følgjande avsnitta.

3.1 Eksponeringsdata frå screeninglaboratoria

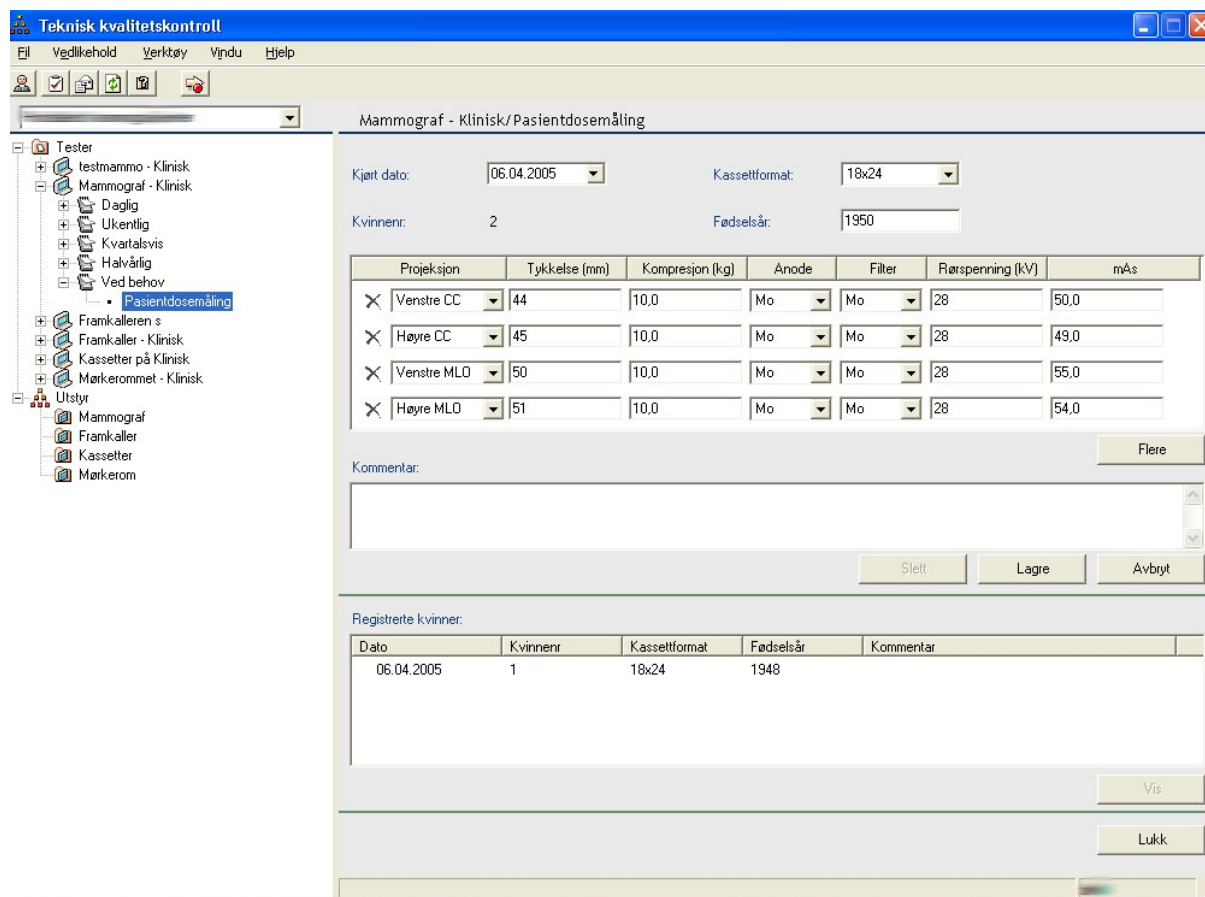
Følgjande data skulle registrerast for kvar kvinne:

- Dato for undersøkinga
- Løpenummer
- Filmformat (18 x 24 cm eller 24 x 30 cm)
- Fødselsår
- Projeksjon (høgre front, høgre skrå, venstre front, venstre skrå, og eventuelle ekstra bilete)
- Komprimert brysttjukkuleik målt i millimeter (angitt på framsyningsvindaug på mammografen)
- Kompresjonskraft målt i kilogram (angitt på framsyningsvindaug på mammografen)
- 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 framsyningsvindaug)

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, gjerast to eller fleire eksponeringar der ulike (delvis overlappende) områder dekkjast etter tur.

I Mammografiprogrammet vil all registrering, analyse og lagring av data frå teknisk kvalitetskontroll etter kvart handsamast i dataprogrammet TTK (Teknisk KvalitetsKontroll). Programmet er omtala i StrålevernRapport 2005:9 (5). 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 registreringsvindaug for eksponeringsverdier i

dataprogrammet. I perioden for studien var ikkje TKK installert og/eller tatt i bruk på alle screeningstadane. Åtte av dei 13 laboratoria rapporterte inn sine data via TKK.



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

3.1.1 Brysttjukkuleik

Alle mammografane som var med i undersøkinga syner komprimert brysttjukkuleik. Verdien som visast, er avstanden frå kassetbordet opp til festet for kompresjonsplata. I praksis er kompresjonsplatene 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 tjukkuleiken som vert lest av korrigerast i forhold til den nytta kompresjonskrafta. Dette vart gjort i den førre rapporten om dosar til screeningkvinner (11). 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. Tjukkuleikane som blei nytta for å rekne ut dosane er dei som blei lest av på framsyningsvinduet på mammografane.

3.2 Målingar utført på mammografiapparata

3.2.1 Dose ved inngangsflata

Stråleutbyttet blei målt ved hjelp av eit ionekammer. Tabell 1 gir ei oversikt over måleutstyret. Kammeret blei plassert med sentrum sentralt på kassettbordet og 30 mm frå brystveggkanten (sjå Figur 2). Måleplanet var 45 mm over kassettbordet. Kompresjonsplata blei justert slik at den blei ståande i kontakt med overflata til ionekammeret.

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 eksponering av kvinnene.



Figur 2 Oppsett for å måle stråleutbytte med ionekammer.

Frå dei målte verdiane blei ESAK per mAs rekna ut for måleposisjonen. Verdien ved andre høgder over bordet (det vil seie for andre brysttjuckleikar 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. HVL blei i hovudsak målt etter framgangsmåten omtala i punkt 11.4.9 Halvverdilag (HVL) i kvalitetsmanualen for Mammografiprogrammet (3). I manualen heiter det at

ionisasjonskammeret skal plassert med senter i referansepunktet, dvs 40 mm inn fra brystveggkanten, og slik at måleplanet til kammeret blir 45 mm over kassettbordet. I praksis blei detektoren plassert med sentrum 30 mm inn fra brystveggkanten. 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 halvverdilaget er gitt i Tabell 1.



Figur 3 Oppsett for å måle halvverdilaget (HVL) med ionekammer.

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

Utstyr	Produsent	Modell
Keithley dosimeter, ionisasjonskammer	Keithley Instruments Inc. (Cleveland, USA)	35050A
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 den anode-filterkombinasjon som blei nytta under eksponeringa, røyrspenning (kV), HVL, brysttjukkheit og mengde kjertelvev. I dei publiserte tabellane er ikkje alle moglege kombinasjonar av brysttjukkheit, kjertelinnhald, kV og HVL tekne med, og derfor vil det vere naudsynt å interpolera (eventuelt ekstrapolera) ut frå tabellverdiane. Å rekne ut gjennomsnittleg kjerteldose på denne måten er både tidkrevjande og sårbart for reknefeil. Det finst dataverktøy som reduserer innsлага av manuelle utrekningar ved bruk av overgangsfaktorane til både Dance og Wu. Desse er omtala nærare i dei neste avsnitta.

3.3.1 *Dataverktøy for utrekning av dosar med bruk av overgangsfaktorar frå Dance et al.*

I det britiske screeningprogrammet har dr K. C. Young ved National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography i Guildford, England, utvikla eit dataprogram for å rekne ut pasientdosar i mammografi basert på Dance et al sine overgangsfaktorar (19). Dataprogrammet inkorporerer korreksjonane i g-faktorane og samanhangen mellom brysttettleik og –tjukkheit. I denne rapporten syner vi dosar rekna ut med dette programmet. Doseutrekningane er basert på at transmisjonen, dvs målt fraksjon av kerma til luft som går gjennom kompresjonsplata, er lik 1,00. Vi har ikkje undersøkt om transmisjonen faktisk er lik 1,00, eller om den er lågare.

Undersøkinga om samanhangen mellom brysttettleik og –tjukkheit er gjort i Storbritannia. Vi har ikkje tilsvarende undersøkingar frå Noreg som kan seie noko om samanhangen er lik eller liknande hos oss. Doseutrekningar med bruk av ulike tettleik er heller ikkje i samsvar med det den europeiske dosimetriprotokollen tilrår. Vi har derfor også gjort ei manuell utrekning (dvs utan bruk av dataprogrammet til dr. Young) av doser med bruk av overgangsfaktorane til Dance et al., der vi set tettleiken til 50 % kjertelvev (tilsvarende c-faktor lik 1). For den manuelle utrekninga er ikkje tjukkheit under 20 mm tekne med, fordi det i Dance sine artiklar ikkje var oppgitt overgangsfaktorar for tjukkheit under 20 mm. Totalt er det snakk om 14 bilete (7 front- og 7 skråbilete).

3.3.2 *Dataverktøy for utrekning av dosar med bruk av overgangsfaktorar frå Wu et al.*

Sobol og Wu (20) har gjort ei parametrisering av Wu et al. (13) sine originaldata. Dei har kome fram til funksjonar som returnerer verdien av $\overline{D_{gN}}$ for eit sett av oppgitte verdiar for fordelinga mellom kjertel- og feittvev i brystet, brysttjukkheit, røyrspenning (kV) og HVL. Parametriseringa er implementert i Visual Basic for Applications™ (VBA) for bruk med MS Excel 5.0. I denne rapporten er doseutrekningane med overgangsfaktorar frå Wu et al. framkomne ved bruk av funksjonane Mo/Mo, Mo/Rh og Rh/Rh omtala i Sobol og Wu sin artikkel. Som i rapporten frå 1998 er faktorar frå Klein et al. (14) nytta ved anode-filterkombinasjonen W/Rh.

Dei originale overgangsfaktorane gjaldt under følgjande føresetnader:

- Røyrspenning i intervallet 23-35 kV for Mo/Mo og 25-35 kV for Mo/Rh og Rh/Rh.
- HVL i intervallet 0,24-0,43 mm Al for Mo/Mo og 0,3-0,54 mm Al for Mo/Rh og Rh/Rh.
- Brysttjukkheit i området 3-8 cm.

Desse føresetnadene gjeld og for parametriseringa. I praksis vil ein og ha behov for å rekne ut dosar for brysttjukklikear under 3 cm og over 8 cm. Sobol og Wu diskuterar tilfellet med bryst tynnare enn 3 cm i sin artikkel og skriv at etter deira meining vil feil grunna ekstrapolering vere små, godt under 15 %. Situasjonen ved tjukklikear større enn 8 cm blei diskutert i StrålevernRapport 1998:4 (11). Også for desse tjukklikeane fann ein at feilen ved å nytte parametriseringa var liten. Algoritmane til Sobol og Wu er derfor nytta for alle aktuelle brysttjukklikear i denne rapporten. I alt er det 107 eksponeringar der brysttjukklike er oppgitt til å vere under 30 mm.

Fordeling mellom kjertel- og feittvev i brysta er med og bestemmer verdien på overgangsfaktoren. Kva denne fordelinga er for kvart einskild bryst kan vurderast visuelt på dei resulterande mammografibileta. For ei større undersøking som dette er ein slik metode upraktisk. I den europeiske dosimetri rapporten ((5), nærare omtala i avsnitt 3.4) er det tilrådd at ein ved utrekning av dosar til pasientar legg til grunn ei fordeling med 50 % kjertelvev og 50 % feittvev. I utrekningane med overgangsfaktorar frå Wu et al. er ei slik fordeling lagt til grunn.

3.3.3 Tilfeller med meir enn eitt bilete per projeksjon

I Mammografiprogrammet har ein valt ein modell med to projeksjonar av kvart bryst: ein frontalprojeksjon ("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. Dette løyser 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 (5). 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 (6). Protokollen tek føre seg både målingar på pasientar og med standardfantom. Han inneheld og 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)
 - Brysttjukkleik

Alle desse 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 ”bucky”, 60 mm frå brystveggsida og sentrert i forhold til sideretninga. Kompresjonsplata skal vere til stades mellom detektoren og røntgenrøyret.
- Bruk manuell innstilling og bruk same røryspenning, anode, filter og andre eksponeringsinnstillingar som vart nytta for pasientane.
- Mål og registrer verdiar for luftkerma ved mAs-verdiar som omsluttar dei mAs-verdiar som har blitt nytta ved eksponering av kvinnene.

Vår metode avveik frå metoden over sidan vi plasserte ionekammeret 30 mm, ikkje 60 mm, frå brystveggsida. Dette heng saman med at vi i Mammografiprogrammet har definert vår referansepunkt til å vere 40 mm og ikkje 60 mm frå brystveggsida, noko som er i samsvar med amerikanske protokollar og i tråd med Wu et al. sine tilrådingar kva gjeld nøytralisering av heel-effekten (sjå avsnitt 2.3). At målingane vart gjort i avstand 30 mm og ikkje 40 mm, skuldast eit systematisk avvik i måleoppsettet som har vore der sidan starten av Mammografiprogrammet. Bakgrunnen kan vere at ein i følgje Hemdal et al. (21) i ein tidlegare nordisk protokoll definerte referansepunktet til å vere 30 mm frå filmkanten.

Det kan vere interessant å vite kva desse forskjellane vil føre til av forskjellar i brystdose om vi elles nyttar same måle- og reknemetodar. Vi har målt stråleutbyttet i avstandane 30 og 60 mm frå brystveggkanten for dei mammografimodellane som er representerte med flest apparat i denne rapporten. Vi har funne at stråleutbyttet ligg frå 0 til kring 7 % høgare for 30 mm samanlikna med 60 mm. Dette er i samsvar med resultat frå ei tilsvarande undersøking av Hemdal et al. (21). Dosen til bryst vil liggje tilsvarande høgare.

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 ei blydiafragma for å gjere innslaget av spreidd stråling så lite som mogleg.

Vi nyttar ikkje kollimering ved våre målingar. Verdiane vi finn for HVL er innafør 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 (15). Desse inkluderer ikkje korreksjon for strålekvalitet eller tettleik. Vi har rekna ut gjennomsnittleg brystkjerteldose med fire litt ulike metodar. Utrekning med overgangsfaktorane tilrådd i den europeiske protokollen inngår som ein av dei fire metodane.

3.5 ‘European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening’

EU-kommisjonen står bak retningsliner for kvalitetskontroll i mammografiscreening (22). Desse er no under revisjon, og ein oppdatert versjon er venta publisert innan utgongen av 2005. Retningslinene 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 over) ved at den viser til dei nyaste overgangsfaktorane til Dance et al. (10). 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 august 2004 til utgangen av april 2005. Nokre stadar har rapportert inn data meir enn ein gong. I dei tilfella har vi berre teke med nyaste innrapporterte data.

I alt er det med data frå 13 screeninglaboratorium i åtte fylker. De fleste har rapportert inn data for kring 50 kvinner, det minste talet var 41 og det høgste 69. Til saman inngår 665 kvinner i undersøkinga.

4.2 Utstyr og screeningmetode

4.2.1 Mammografiapparat, val av anode, filter og kV

Ved screeninglaboratoria som inngår i Mammografiprogrammet nyttast det ulike mammografar. Desse mammografane skil 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 skilnadar i automatisk val av eksponeringsparametrar.

Tabell 2 syner ei oversikt over mammografane og deira eigenskapar. Vi ser at 11 av dei 13 mammografane i undersøkinga har fleire anode-/filterkombinasjonar. For 10 av dei 11 vert programautomatikk nytta ved undersøking av kvinner.

For Mammomat 3000 inneber programautomatikk at mammografen sjølv tilrår ein av fire kombinasjonar av anode, filter og kV på grunnlag av komprimert brysttjukkeleik. Dei fire kombinasjonane kan veljast og programmerast lokalt, derfor kan program-vala variere frå stad til stad.

Mammografane frå Instrumentarium, Alpha og Diamond, tilbyr heilautomatisk val av anode, filter og kV i programmet 'Auto-kV'. Filtermateriale og forventa optimal kV vert valt på grunnlag av komprimert brysttjukkeleik. Endeleg kV vert fastsett etter ei kort prøveeksponering.

Tabell 2 Oversikt over mammografane som har blitt nytta ved utføring av pasientdosemålingane.

Modell	Siemens Mammomat 3000	Siemens Mammomat 300	Instrumentarium Alpha	Instrumentarium Diamond	GE CGR Senographe DMR
Tal	4	2	2	4	1
Anode-filter-kombinasjonar (nytt kV-område)	Mo/Mo (28-30) Mo/Rh (29-30) W/Rh (28,31)	Mo/Mo (30)	Mo/Mo (23-33) Mo/Rh (24-35)	Mo/Mo (25-31) Mo/Rh (29-32)	Mo/Mo (26-28, 32) Mo/Rh (26, 28) Rh/Rh (25, 27, 29, 30, 31)
Program-automatikk mogleg	Ja	Nei	Ja	Ja	Ja
Program-automatikk brukt/totalt	3 av 4	-	2 av 2	4 av 4	1 av 1

GE CGR Senographe DMR 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 medan den endelege avgjerda vert teke etter ei kort prøveeksponering.

4.2.2 Film og framkallingsutstyr

Rapporten omfattar berre data frå analoge mammografisystem. Alle fylka nyttar same leverandør av film og framkallingsutstyr (Kodak). 11 av dei 13 laboratoria som er med i denne rapporten nytta film-/foliekombinasjonen Kodak Min-R 2000/2190. Dei to andre nytta kombinasjonen Min-R EV/Min-R EV 190.

Ved screeninglaboratoria vert svertingsnivået til filmen kontrollert dagleg gjennom testen "AEC-Reproducerbarhet". Vi har tilgang på svertingsdata frå ni av dei 13 laboratoria. Gjennomsnittleg verdi for filmsvertinga var 1,55, med eit spenn frå 1,42 til 1,82. I Kvalitesmanualen står det at svertinga skal vere mellom 1,2 og 1,8 og bør liggje mellom 1,4 og 1,6.

4.2.3 Screeningmetode/bilet-taking

I Mammografiprogrammet har ein valt ein modell med to projeksjonar av kvart bryst: ein frontalprojeksjon ("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 når ein rapporterer dose per undersøking i strålevernssamanheng, meiner ein dosen til eitt bryst. Denne kjem fram ved at ein legg saman alle einskilddosane frå undersøkinga og deler på to.

I nokre tilfelle finn ein det naudsynt å ta fleir enn fire bilete i ei undersøking. Dette kan vere fordi ein ikkje får med heile brystet på eit bilete eller at ein var misnøgd med det første forsøket. Samanliknar vi talet på bilete med talet på undersøkte kvinner i vårt materiale, finn vi at det i gjennomsnitt er gjort 4,09 eksponeringar per kvinne. Det varierer frå stad til stad kor vanleg det er å ta meir enn fire bilete. For sju av dei 13 laboratoria finn vi at det er teke akkurat fire bilete per kvinne. Eitt laboratorium ligg litt under fire grunna ei undersøking av ei kvinne

med berre eitt bryst. Dei fem andre tek i gjennomsnitt fleire enn fire bilete per undersøking, i frå om lag 1,8 % til om lag 10 % av tilfella.

Eitt fylke har valt å berre nytte det minste filmformatet (18 cm x 24 cm), medan alle dei andre fylka nyttar det store filmformatet (24 cm x 30 cm) ved avbildning av store bryst. Ved åtte av dei 13 laboratoria blei filmformat registrert ved kvar undersøking. Sju av dei nytta begge filmformata. Av totalt 365 undersøkingar ved desse sju laboratoria, blei stort format nytta i 51 (16,2 %) av tilfella. På kvar einskild lab varierte dette forholdstalet frå 0 til 29 %. Det bør nok teljast meir systematisk på kvar lab viss ein ønskjer å få eit godt bilete av bruken av lite kontra stort filmformat dei ulike stadene. Det synest likevel klart at bruken av stort filmformat varierer kraftig.

4.3 Registrerte eksponeringsdata

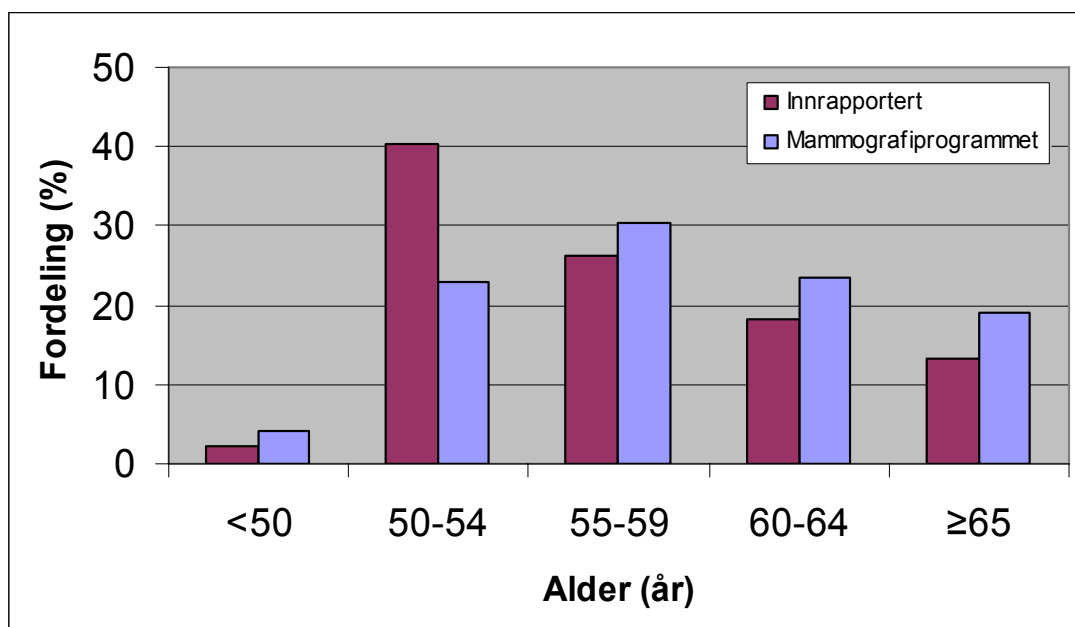
4.3.1 Alder

Fødselsår er registrert for 624 (93,8 %) av kvinnene. Sidan vi ikkje kjenner til nøyaktig fødselsdato, har vi valt å rekna 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 ville ha gjort.

Vi finn at alderen i vårt materiale ligg i området 49 (2,1 % av kvinnene) til 69 år, med ein middelværdi på 56,9 år og ein medianverdi på 56 år. Aldersfordelinga for dei 624 kvinnene er vist i Figur 4 saman med aldersfordelinga til alle kvinner som møtte i Mammografiprogrammet i perioden 1. januar 2004 til 30. april 2005.

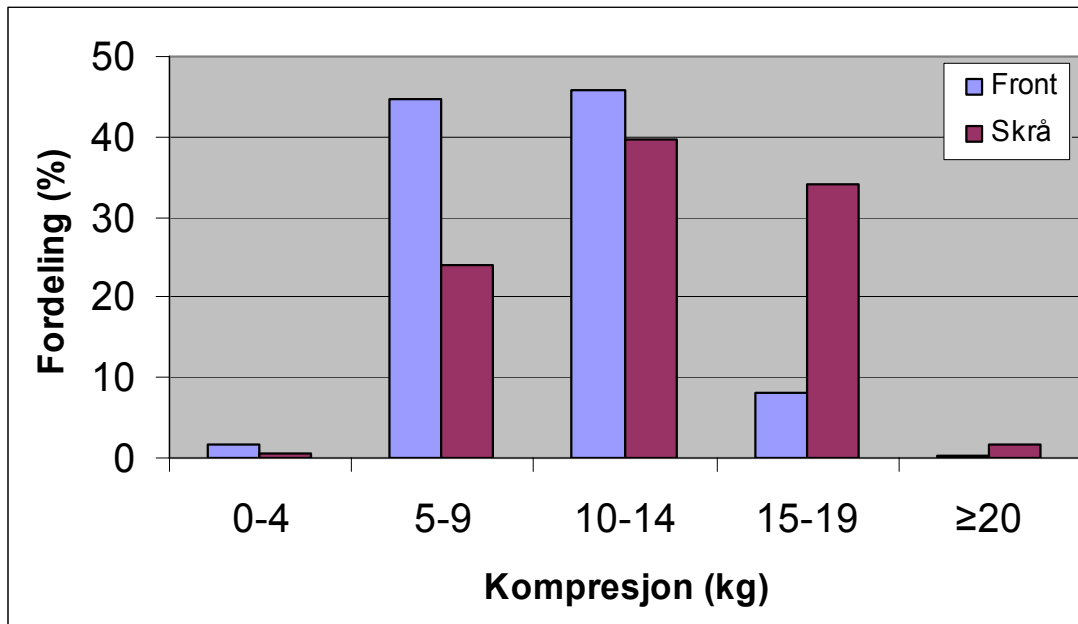


Figur 4 Aldersfordelinga i prosent (%) for dei 93,8 % av kvinnene det var registrert alder for saman med samsvarande data frå heile Mammografiprogrammet.

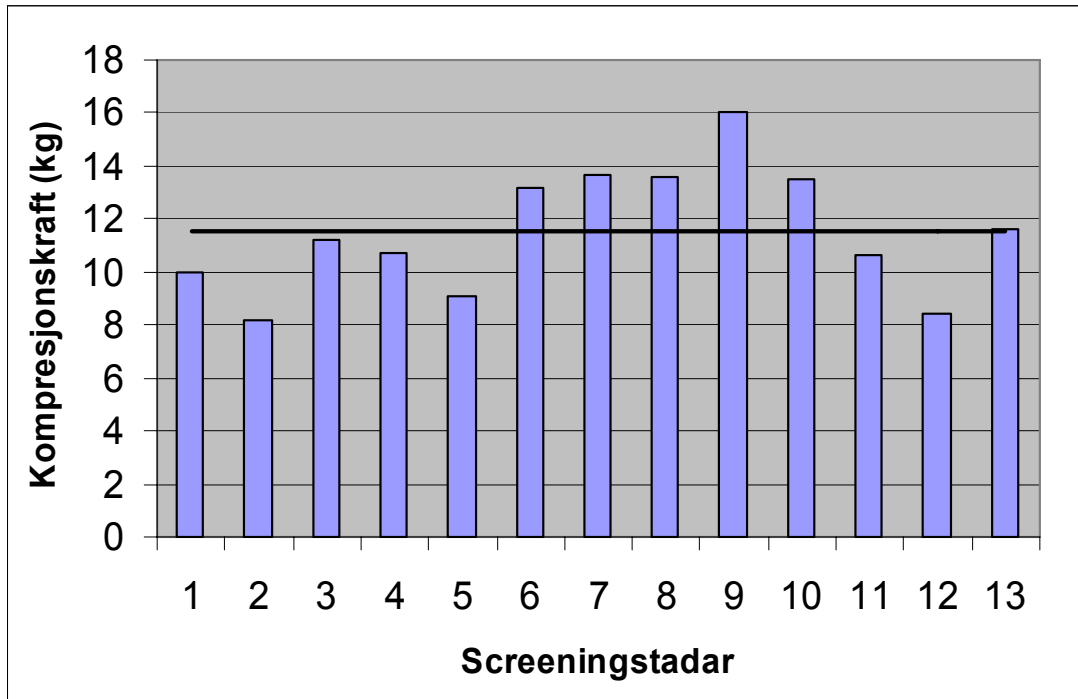
4.3.2 Kompresjonskraft

Nytta kompresjonskraft er rapportert for alle eksponeringane. Samla middelværdi for kompresjonskraft er 11,5 kg. Ser ein på frontal- og skråprojeksjonen kvar for seg, er middelværdien for frontalprojeksjonane 10,3 kg og for skråprojeksjonane 12,9 kg. Figur 5 viser ei oversikt over fordelinga av kompresjonskrafta. I figuren er det skilt mellom frontal- og skråprojeksjonen. Den omtala forskyvinga mot noko høgare kompresjonskraft ved skrå- enn frontbiletete er synleg i figuren.

Middelværdien for kompresjonskrafta for dei ulike screeningstadane er vist i Figur 6. Verdiane varierer, frå ein minste verdi på 8,2 kg, til ein høgste verdi på 16,0 kg. Den minste kompresjonskrafta som er rapportert er 0 kg (nest lågast: 3,0 kg), medan den største er 20,5 kg. I følgje kapittel 10 i Kvalitetsmanualen for Mammografiprogrammet skal ikkje kompresjonen overstige 20 kg. Figur 6 syner òg kor mange av screeningstadane som ligg over og under gjennomsnittleg kompresjonskraft.



Figur 5 Fordeling av nytta kompresjonskraft målt i kilogram (kg).

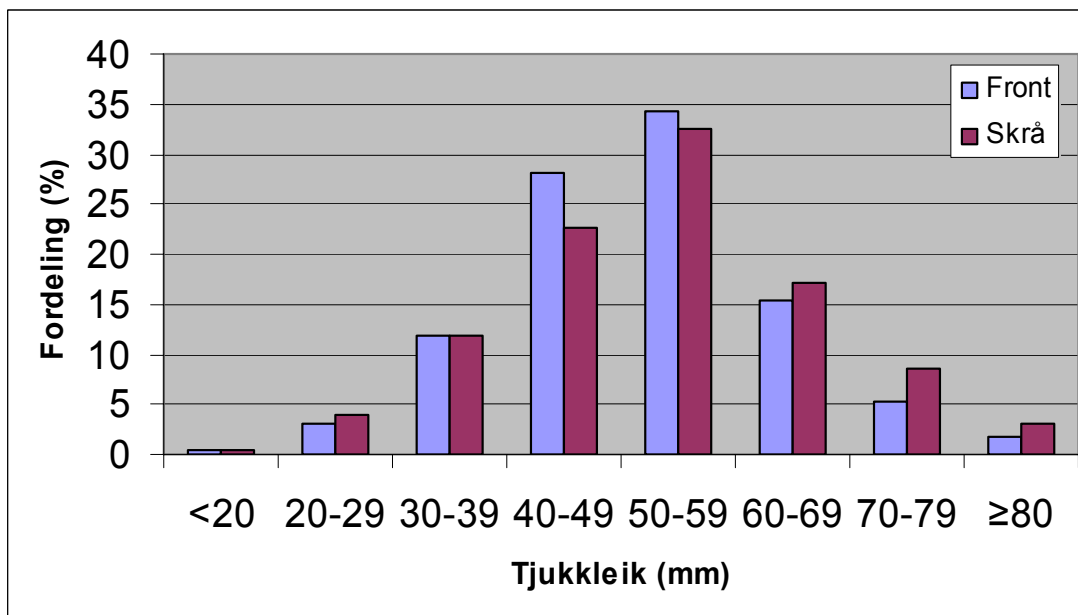


Figur 6 Middelerdien for kompresjonskrafta for dei 13 screeninglaboratoria. Linja angir gjennomsnittleg kompresjonskraft for heile talmaterialet.

4.3.3 Tjukkleik

Komprimert brysttjukkleik varierer frå 15 mm til 110 mm, med ein gjennomsnittleg tjukkleik på 51,0 mm. Frontbileta har ein gjennomsnittleg tjukkleik lik 50,1 mm, medan skråbileta har ein gjennomsnittleg tjukkleik lik 51,9 mm. Fordelinga over dei ulike tjukkleikane er vist i Figur 7. Mellom 30 og 35 % av komprimerte brysttjukkleikar ligg i området 50-59 mm.

Middeltjukkleiken varierte mellom dei ulike stadane, frå 46,1 mm til 61,5 mm.



Figur 7 Fordeling av gjennomsnittleg brysttjukkleik målt i millimeter (mm).

4.4 Gjennomsnittleg brystkjerteldose og dosefordeling

Gjennomsnittleg brystkjerteldose (AGD) for dei fire alternative utrekningsmåtarne er vist saman med middeltjukklege for dei to projeksjonane i Tabell 3. Ved utrekning av verdiane for tjukklege er alle eksponeringane teke med.

Som nemnt tidlegare har vi i Mammografiprogrammet til no nytta overgangsfaktorar frå Wu et al., som ikkje omfattar anode-filterkombinasjonen W/Rh. I den første kolonnen med dosar finn vi gjennomsnittleg AGD for alle eksponeringane unntatt dei der W/Rh vart nytta, rekna ut med Wu et al. sine faktorar. I den neste kolonnen finn vi utrekna AGD der eksponeringar med W/Rh er med. Overgangsfaktorar for W/Rh er då henta frå Klein et al. (14). Som ein ser i tabellen, blir dosane i dette tilfellet i praksis like med dei to metodane.

For dosane i den tredje kolonnen er Dance sine opphavlege overgangsfaktorar (g), inkludert korreksjon for strålekvalitet (faktoren s), nytta i utrekninga. Her har vi gått ut i frå eit kjertelinnhald på 50 %, som vi òg gjorde i utrekningane i de to første kolonnane. Samanlikning av doseverdiane i dosekolonne to og tre syner at verdiane blir noko høgare (7,1 % for skråprojeksjonen, 8,3 % for frontprojeksjonen) med faktorane til Dance et al. samanlikna med Wu et al. Når vi nyttar korreksjonen for alder og kjertelinnhald (siste kolonnen), blir dosane 11% høgare for skråprojeksjonen og 8,5 % høgare for frontprojeksjonen (samanliknar verdiane i nest siste og siste kolonnen), eller kring 18 % for begge projeksjonane dersom vi samanliknar verdiane i kolonne to og fire.

I alle tilfelle er middeldosen høgare for skråprojeksjonen enn frontprojeksjonen. Storleiken på skilnaden varierar litt mellom dei ulike metodane, og varierer frå 14,4 til 17,3 %.

Talet på filmar som er med i utrekningane varierar altså litt mellom dei fire metodane, noko som er vist i Tabell 4. For dosar rekna ut med faktorar frå Wu et al. er eksponeringar med W/Rh altså ikkje med. For dosar rekna ut med faktorar frå Dance er ikkje tjukklege under 20 mm med, fordi det i Dance sine artiklar ikkje var oppgitt overgangsfaktorar for slike tjukklege.

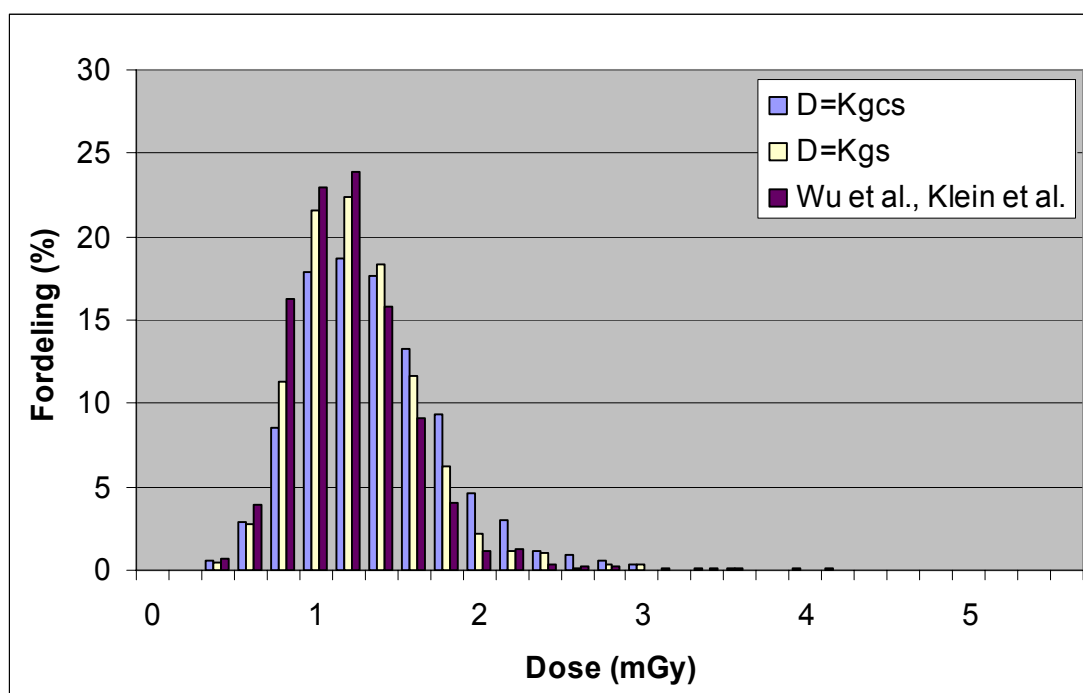
Tabell 3 Komprimert brysttjukklege og gjennomsnittleg brystkjerteldose (AGD) for fire ulike utrekningsmåtar. Feilestimatet representerar 95% konfidensintervall.

Projeksjon	Middel-tjukklege (mm), alle filmar	Gjennomsnittleg dose per film (mGy)			
		Wu et al. (13)	Wu et al.(13) Klein et al. (14)	Dance (15) $D=Kgs$	Dance et al. (10) $D=Kgcs$
Skrå	51,9±0,7	1,27±0,03	1,26±0,03	1,35±0,03	1,49±0,03
Front	50,1±0,6	1,09±0,02	1,08±0,02	1,17±0,02	1,27±0,02

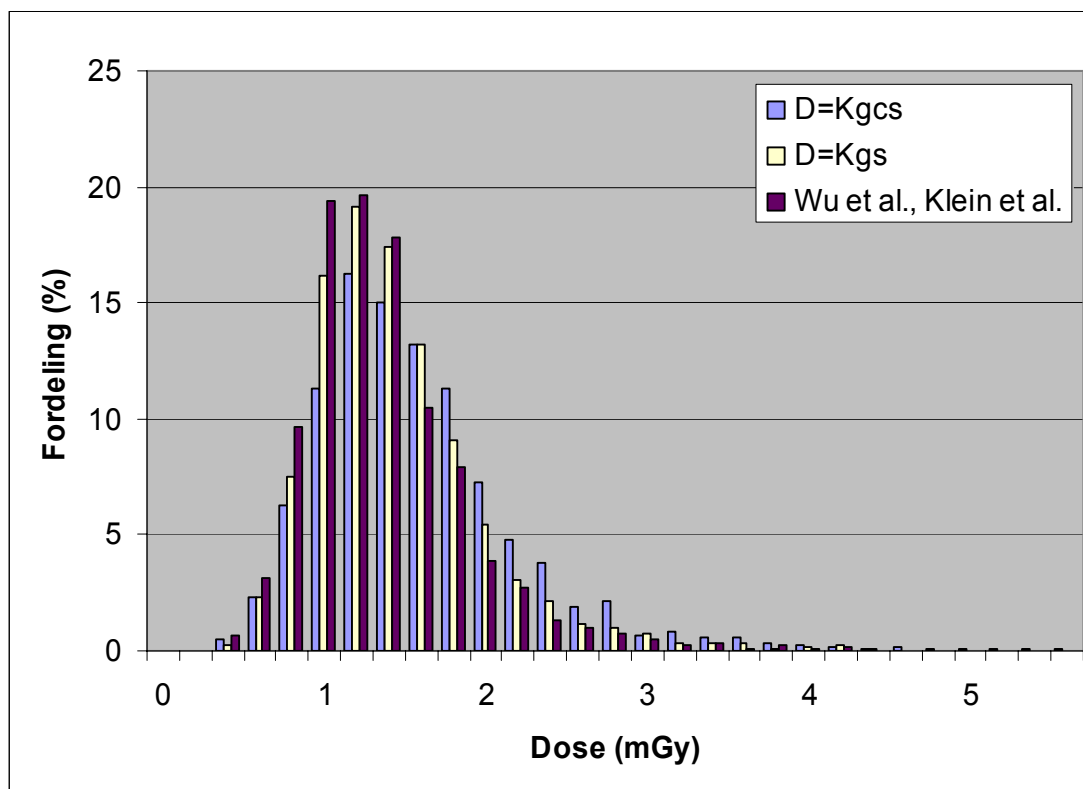
Tabell 4 Tal på filmar som er med i utrekningane av dosar. Prosenttalet angir talet sett i forhold til det totale talet på eksponeringar.

Projeksjon	Tal på film (prosentdel)			
	Wu et al. (13)*	Wu et al.(13), Klein et al. (14)	Dance (15) D=Kgs	Dance et al. (10) D=Kgcs
Skrå	1312 (97,6 %)	1373 (100 %)	1366 (99,5 %)	1373 (100 %)
Front	1302 (94,8 %)	1344 (100 %)	1337 (99,5 %)	1344 (100 %)

Histogrammet i Figur 8 syner fordelinga av dosane for frontprojeksjonen i band på 0,2 mGy. Vi ser at dosane rekna ut med Wu sine faktorar har større del dosar enn dei to andre for dosar opp til kring 1,2 mGy. Dosar rekna ut med Dance et al. sine faktorar utan korreksjon for tettleik legge seg midt i biletet, medan dosane inkludert korreksjon for tettleik er noko forskyvde mot høgare doseverdiar samanlikna med dei to andre. Det same generelle biletet gjer seg gjeldande om vi ser på skråprojeksjonen, illustrert i Figur 9.



Figur 8 Fordeling av dose per film for frontprojeksjonen. Merka på aksen indikerer 0,2 mGy oppdeling.



Figur 9 Fordeling av dose per film for skråprosjeksjonen. Merka på aksen indikerer 0,2 mGy oppdeling.

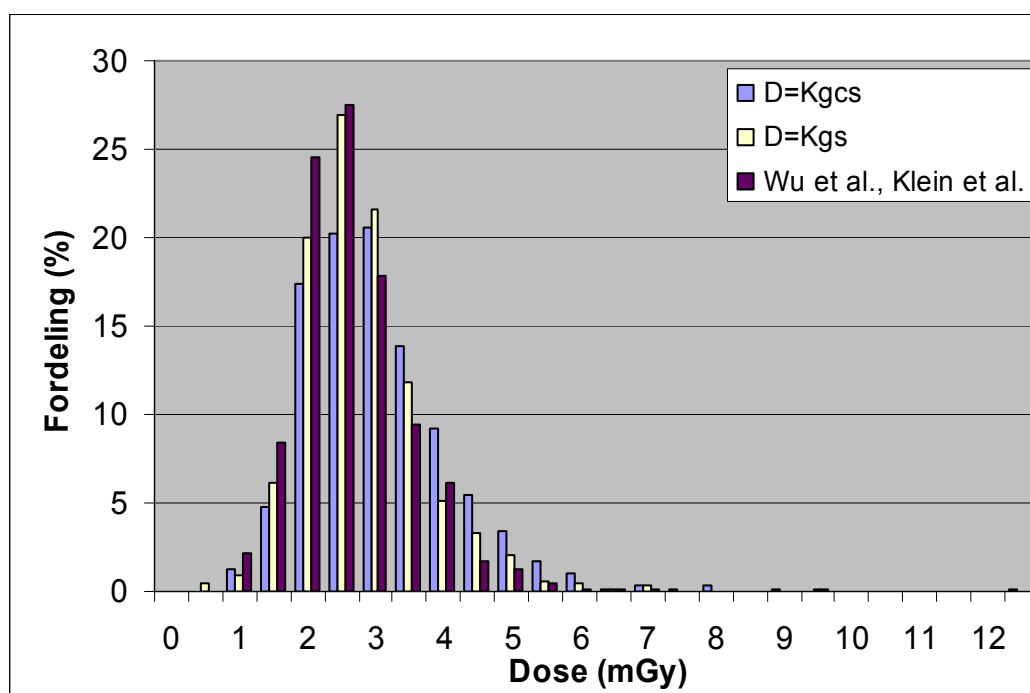
I Tabell 5 vert gjennomsnittleg dose per undersøking vist, det vil seie totaldosen per undersøking dividert på talet bryst (i regelen to per kvinne). Som for dose per bilete i førre tabellen, er det i praksis ingen skilnad mellom verdiane ein får med Wu sine overgangsfaktorar (første og andre kolonnen). Samanlikning av verdiane i kolonne to og tre (50 % kjertellev nytta i begge tilfella) syner at dosen per undersøking ved bruk av faktorane g og s frå Dance, ligg kring 6,7 % høgare enn ved utrekning med Wu sine faktorar. Samanlikning av verdiane i nest siste og siste kolonne, det vil seie med og utan korreksjon for kjertelinnehald, viser at denne korreksjonen resulterer i ei dose per undersøking som er om lag 10,5 % høgare. Desse tala syner same tendens som tala vi fann for skilnaden i dose per film.

Talet i andre kolonne er kome fram med bruk av same overgangsfaktorar som vart nytta i StrålevernRapport 1998:4 (11). Den gongen fann ein ei AGD per undersøking på $2,98 \pm 0,15$ mGy. Vi finn ei lågare dose per undersøking her samanlikna med undersøkinga frå 1998.

Tabell 5 Gjennomsnittleg dose per undersøking. Feilestimata representerer 95 % konfidensintervall.

Gjennomsnittleg dose per undersøking (mGy)			
Wu et al. (13)	Wu et al.(13), Klein et al. (14)	Dance (15) D=Kgs	Dance et al. (10) D=Kgcs
$2,39 \pm 0,07$	$2,40 \pm 0,07$	$2,55 \pm 0,07$	$2,83 \pm 0,09$

Figur 10 syner fordelinga av dose per undersøking. Igjen ser vi ei viss forskyving mot høgare dosar for dosane rekna ut med Dance sine faktorar, og med høgast dosar for metoden som inkluderar korreksjon for brysttettleik. Fraksjonen av dose per undersøking som er lågare enn 5 mGy er 99 % for Wu, 98 % for Dance utan korreksjon ($D=Kgs$) og 96 % for Dance med korreksjon ($D=Kgcs$). Vi ser at det er nokre ganske få kvinner som får høgare dosar med alle metodane og at ei kvinne skil seg ut spesielt med kring 9 mGy (Wu et al.), alternativt 12 mGy for $D=Kgcs$.



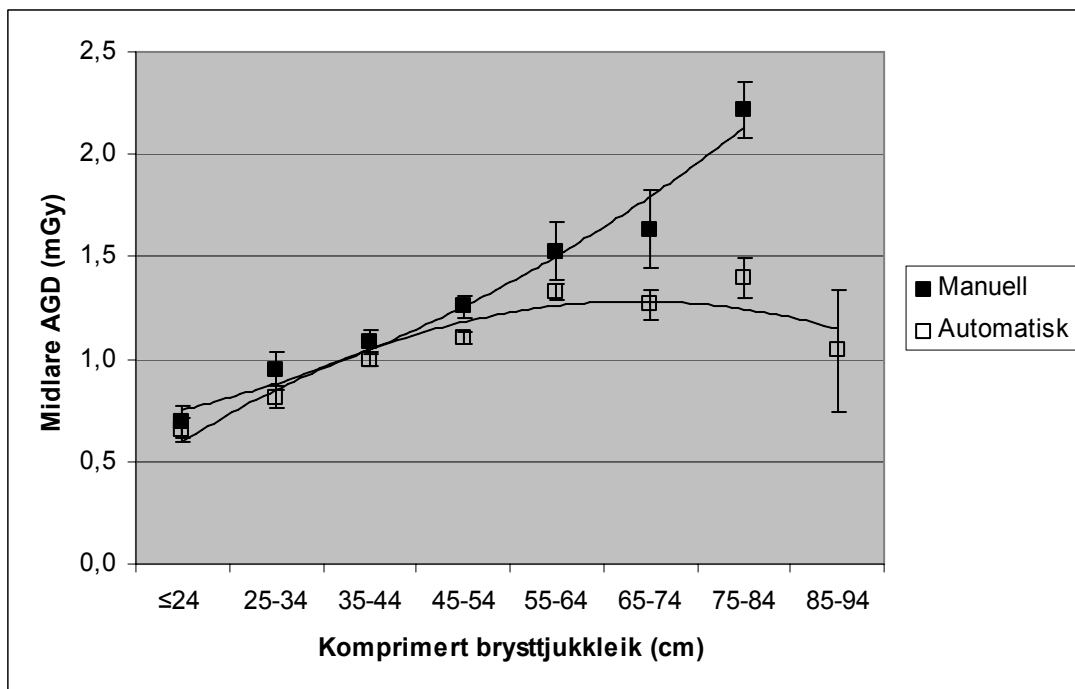
Figur 10 Fordeling av dose pr undersøking (mGy). Merka på aksen indikerer 0,5 mGy oppdeling.

4.5 Samanheng mellom brysttjukkuleik og dose

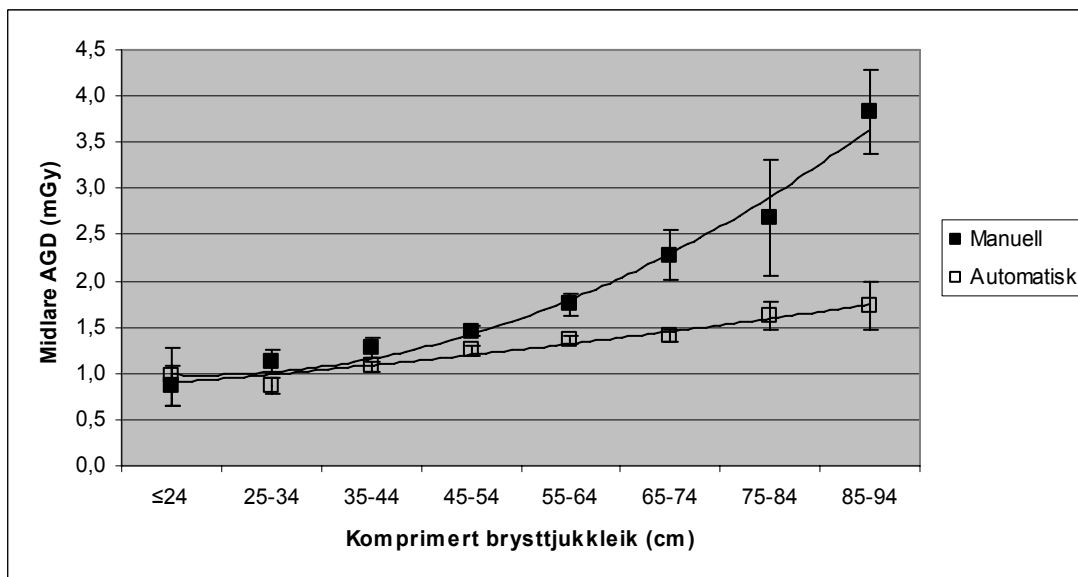
Gjennomsnittleg dose per film (AGD) som funksjon av brysttjukkuleik er vist i Figur 11 (frontprojeksjon) og Figur 12 (skråprojeksjon). Data for manuelt og automatisk val av strålekvalitet er vist separat. I desse eksempla er dosane rekna ut etter formelen $D=Kgs$.

For frontprojeksjonen (Figur 11) har dosane ved automatisk og manuelt val av strålekvalitet tilnærma lik auke med aukande tjukkuleik opp til om lag 45 mm. For tjukke bryst held dosen fram med å auke med aukande tjukkuleik ved manuell teknikk, medan vi ser ei utflating av kurva for automatisk teknikk. For skråprojeksjonen (Figur 12) syner igjen dosane ved manuell teknikk ei jamn og til dels bratt auke med aukande tjukkuleik. For automatisk teknikk er det nesten ingen skilnad i dose for dei ulike tjukkuleikane, som i dette høvet strekker seg frå 20 til 95 mm. For dei tre minste tjukkuleiksintervalla er det små skilnadar mellom dosane for dei to teknikkane. For alle større tjukkuleikar er dosen høgare for manuell teknikk.

I Tabell 6 er det ei oversikt over talet på bilete, gjennomsnittleg tjukkuleik og gjennomsnittleg dose for dei to teknikkane. Vi ser at tjukkuleiken ligg noko lågare for manuell teknikk både ved front- og skråprojeksjonen. Den gjennomsnittlege dosen ved frontprojeksjonen ligg kring 11 % høgare for manuell teknikk medan han for skråprojeksjonen ligg kring 24 % høgare.



Figur 11 Gjennomsnittleg kjerteldose per film (frontprojeksjonen) som funksjon av komprimert brysttjukkelse for manuelt og automatisk val av strålekvalitet. Dance et al sin modell, $D=Kgs$, er nytta ved utrekning av stråledose. Feilfeltet syner 95 % konfidensintervall.



Figur 12 Gjennomsnittleg kjerteldose per film (skråprojeksjonen) som funksjon av komprimert brysttjukkelse for manuelt og automatisk val av strålekvalitet. Dance et al sin modell, $D=Kgs$, er nytta ved utrekning av stråledose. Feilfeltet syner 95 % konfidensintervall.

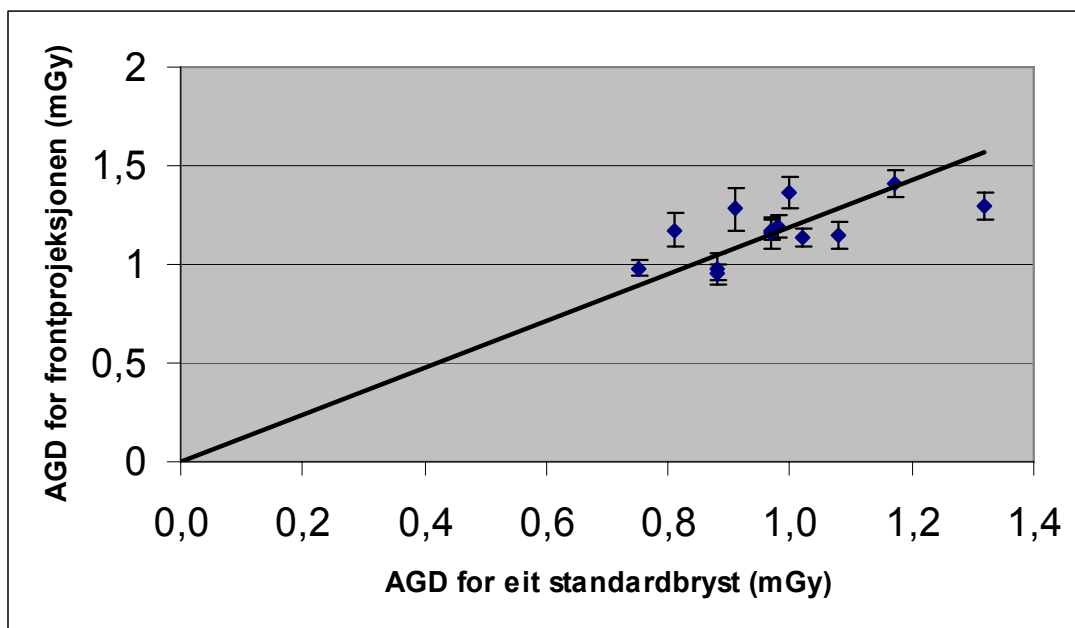
Tabell 6 Tal på bilete, gjennomsnittleg tjukkeleik og dosar per bilete ved manuell og automatisk val av stråle kvalitet. Overgangsfaktorar frå Dance et al., $D=Kgs$. Feilestimata representerer 95 % konfidensintervall.

Val av strålekvalitet	Talet på film, front-projeksjon	Middeltjukkleik per frontbilete (mm)	AGD per frontbilete (mGy)	Talet på film, skrå-projeksjon	Middeltjukkleik per skråbilete (mm)	AGD per skråbilete (mGy)
Automatisk	1010	50,9±3,3	1,14±0,02	1018	52,5±3,7	1,27±0,03
Manuell	326	48,3±2,8	1,26±0,04	344	50,5±3,2	1,57±0,07

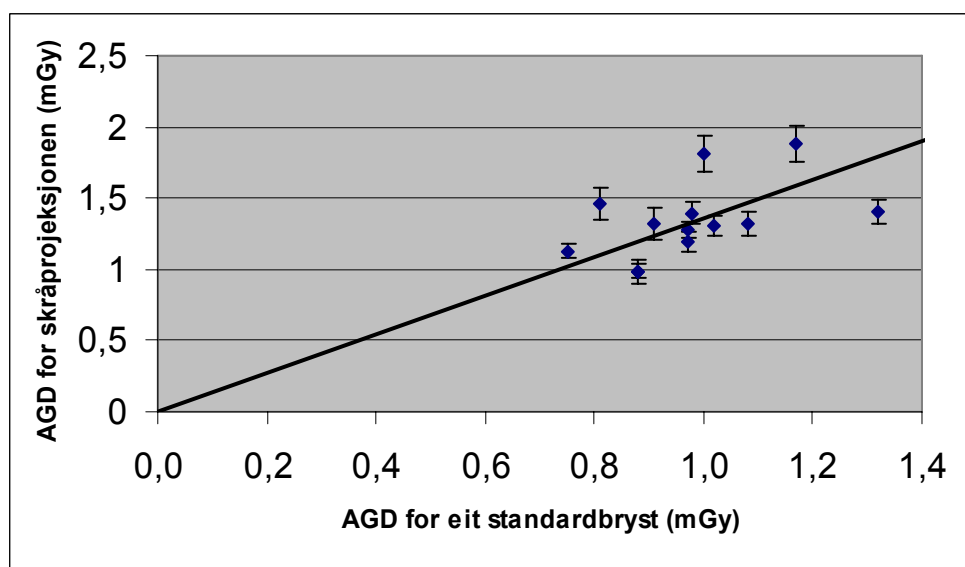
4.6 Dose til eit standardbryst

Gjennomsnittleg dose til eit standarbryst, det vil seie fantom med tjukkeleik 45 mm og tettleik tilsvarende 50 % kjertelvev, blir rekna ut i samband med den årlege statuskontrollen (sjå kapittel 1 Innleiing). Då vert overgangsfaktorar frå Wu et al. nytta. For einingane i denne studien fann vi ein gjennomsnittleg AGD til standardbrystet på 0,98 mGy, med verdiar frå 0,75 til 1,32 mGy. Gjennomsnittleg dose for film frå respektive front- og skråprojeksjonen, rekna ut med formelen $D=Kgs$ er plotta mot AGD til standardbrystet for kvar eining i Figur 13 og Figur 14. For frontprojeksjonen er korrelasjonskoeffisienten mellom dosen til standarbrystet og gjennomsnittleg dose til kvinnene 0,64. Regresjonslina, sett til å skjere i origo, har eit stigetal på 1,18. Dette kan tolkast som at gjennomsnittleg AGD per frontfilm for ei vilkårleg eining syner ein relativt god korrelasjon til AGD til standardbrystet men ligg om lag 18 % høgare.

For skråprojeksjonen er tala 0,48 for korrelasjonskoeffisienten og 1,36 for stigetalet. Korrelasjonen er med andre ord ikkje like god for skråprojeksjonen og dosane til kvinnene ligg enda høgare (38 %) samanlikna med dosane til standardbrystet.



Figur 13 Dei gjennomsnittlege verdiane for AGD for frontprojeksjonen plotta mot AGD til standardbrystet for kvar eining. Kvinnedosane er rekna ut med Dance et al. sine overgangsfaktorar, $D=Kgs$. Feilfelte syner 95 % konfidensintervall.



Figur 14 Dei gjennomsnittlege verdiane for AGD for skråprojeksjonen plotta mot AGD til standardbrystet for kvar eining. Kvinnedosane er rekna ut med Dance et al. sine overgangsfaktorar, $D=Kgs$. Feilfelte syner 95 % konfidensintervall.

4.7 Einskildtilfeller med høge dosar

I ei tilsvarande undersøking frå screeningprogrammet i Storbritannia (20), 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 materiale var den største dosen rekna ut for frontprojeksjonen (med formelen $D=Kgs$) 3,50 mGy. Dette er 3,0 gonger høgare enn den gjennomsnittlege dosen for frontprojeksjonen. Til saman blei det rekna ut dosar i området 3,40-3,59 mGy for to filmar. Dei nest høgaste dosane er i området 2,80-2,99 mGy. Begge

filmene med dei høgaste dosane høyrde til same kvinna. Registrert brysttjukkheit var noko over middelvarden, men ikkje uvanleg høg (kring 60 mm). Kvinna er blant dei yngste i datamaterialet. Eksponeringane blei gjort på eit mammografiapparat utan automatisk val av strålekvalitet.

For skråprosjeksjonen er høgaste dosen 4,38 mGy, noko som er 3,2 gonger høgare enn den gjennomsnittlege dosen for skråprosjeksjonen. I alt er det rekna ut dosar i området 4,20-4,39 mGy for to filmar. Begge kjem frå mammografar utan automatisk val av strålekvalitet. Brysttjukkheiken i desse to tilfella er 83 og 85 mm.

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 materiale frå "verkelege" undersøkingar finn vi at AGD er under denne grensa for 96,9 % av fronteksponeringane og 90,5 % av skråeksponeringane.

5 Diskusjon

5.1 Inkluderte data

Det er samla inn data frå 13 screeninglaboratorium. Til saman i heile Mammografiprogrammet finst det 34 screeninglaboratorium. Vi har dermed data frå 38 % av laboratoria, noko vi reknar som eit representativt utval.

5.2 Utstyr og screeningmetode

I heile Mammografiprogrammet nyttast seks ulike modellar mammograf til (analog) screening. Fem av dei seks er representerte her. Dette er òg dei mest nytta, den siste modellen nyttast berre ein stad.

Val av eksponeringsteknikk, særleg val av strålekvalitet, hadde innverknad på dosane til einskildkvinner. Av mammografmodellane er det berre Siemens Mammomat 300 som ikkje byr på automatisk val av strålekvalitet. For begge dei to apparata av den modellen som er med her, vart 30 kV nytta for alle eksponeringane. For apparat med automatisk val av strålekvalitet var utvalet av nytta strålekvalitetar mykje større. Det er interessant å sjå at for apparata frå Instrumentarium er spennet i nytta strålekvalitetar for den eldste modellen (Alpha) vesentleg større enn for den nyare (Diamond).

Der automatisk val av strålekvalitet var mogleg, blei dette brukt alle stader bortsett frå ein.

Tek vi omsyn til uvissa til måleinstrumenta, var filmsvertinga innafor tilrådd område på alle stadane.

5.3 Alder og kompresjonskraft

Vi ser at vårt materiale har ei overvekt av kvinner i den yngre delen av målgruppa i høve til Mammografiprogrammet. 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. Dette er likevel truleg ikkje tilstrekkeleg til å forklara heile skilnaden. Andre faktorar kan vere at ei tilfeldig skeiv fordeling av aldrar synst godt med det relativt låge talet på kvinner per laboratorium i vår undersøking. Innafor målgruppa sendast invitasjonane ut i høve til kor kvinnene bur, ikkje etter når dei er fødde. Det er såleis ikkje slik at vi nokon stader kan ha råka å samle inn data nett når kvinner i ein avgrensa del av aldersspennet har vore invitert.

Tidlegare rekna ein med at delen av kjertelvev minka med aukande alder, altså at brysttettleiken gjekk ned. Fordelinga på aldrar i ei gruppe testpersonar ville då verke inn på tolkinga av resultatata. Dette gjeld til dømes i kor stor grad ein frå dosar rekna ut i ei gruppe med ei gitt fordeling i alder kunne dra slutningar om dosen i ei gruppe med anna fordeling. Dei seinaste åra har det blitt vanleg at kvinner tek hormonpreparat. Desse preparata verkar i varierende grad inn på brysttettleiken. Samanhengen mellom alder og tettleik er derfor ikkje lengre like klar. Ut i frå våre data vil vi derfor ikkje trekkje nokre konklusjonar om eventuelle konsekvensar av den

skeive fordelinga av alder i høve til å dra slutningar om dosenivået i Mammografiprogrammet basert på dosane til kvinnene i denne rapporten.

I artikkelen frå 2000 (10) introduserer Dance et al. ein korreksjonsfaktor for kjertelinnhald som er avhengig av brystet sin tjukkeleik. I tabellane deira finn vi ulikt kjertelinnhald for kvar centimeter i området 2-11 cm. Dei presenterar slike faktorar for to ulike aldersgrupper: 40 til 49 år og 50 til 64 år. Ei undersøking for å finne ut om det same gjeld for kvinner i det norske screeningprogrammet er ikkje gjort.

Komprimert tjukkeleik vil til ei viss grad vere avhengig av kompresjonskrafta som vert nytta. Figur 6 syner at praksis varierer kraftig 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 brysttjukkeleik. Faren for at same kvinne, på grunn av variasjon i nytta kompresjon, skulle kunne få tilordna ulik tettleik skulle derfor vere liten.

5.4 Gjennomsnittleg brystkjerteldose og dosefordeling

Gjennomsnittleg brystkjerteldose vart rekna ut med fire ulike sett av overgangsfaktorar frå dose ved hudoverflata til kjerteldosen. Vi fann liten skilnad i utrekna dosar om vi berre nytta faktorar frå Wu et al. (utan eksponeringar med anode-filterkombinasjon W/Rh) eller om vi tok med W/Rh (faktorar frå Klein et al.). Til samanlikning vart dosane noko høgare med faktorane frå Dance/Dance et al., som ofte nyttast i europeiske program. Vi såg at med Dance et al. sine faktorar leidde korreksjon for kjertelinnhald til høgare gjennomsnittleg dose per film. Dette er i samsvar med resultat frå tilsvarende undersøkingar i Storbritannia (20). Det same er observasjonen om at dosen for skråprojeksjonen ligg høgare enn for frontprojeksjonen.

Samanlikning av verdier for dose per undersøking frå denne undersøkinga og ei undersøking frå 1998 der dei same overgangsfaktorane (Wu et al., Klein et al.) vart nytta, syner at verdien vi fikk no er nesten 20 % lågare enn verdien frå 1998. Det vesentlege innslaget av avansert apparatur der nytta strålekvalitet i meir eller mindre grad tilpassast tjukkeleik og tettleik til kvart bryst er ei viktig årsak til dette. Ein annan faktor er skifte til eit anna film-foliesystem. I rapporten frå 1998 nytta dei fleste Kodak Min-R E-film, medan i denne rapporten nyttar dei fleste Kodak Min-R 2000. For system med manuelt val av strålekvalitet (to i denne undersøkinga) er det med den siste film-foliekombinasjonen vanleg å halde seg til ein (relativt høg) kV-verdi for alle tjukkeleikar medan ein tidlegare varierte val av kV-verdi mykje meir. Dette gjer at ein reknar med å få noko lågare dosar også for slike system.

Ved undersøkinga i 1998 vart den verdien som var lest av for komprimert brysttjukkeleik korrigerert i samsvar med nytta kompresjonskraft, noko som ikkje vart gjort denne gongen. For dei åtte mammografiapparata som var med i den førre undersøkinga, varierte storleiken på korreksjonen frå kring null til kring 35 %. I middel var korrigerert tjukkeleik kring 20 % høgare enn avlese tjukkeleik.

I undersøkinga vi presenterer her, finn vi at avlest brysttjukkeleik for begge projeksjonane er kring 50 mm. Ei oppjustering med 20 % ville gjeve korrigererte verdier kring 60 mm. I utrekninga av AGD spelar brysttjukkeleiken inn ved val av overgangsfaktor og ved utrekning av inngangsdose. Generelt er overgangsfaktoren større jo mindre tjukkeleiken er. For ein typisk strålekvalitet (Mo/Mo, 29 kV, halvverdilag 0,38 mm Al) er overgangsfaktoren for 6 cm bryst i overkant av 80 % av faktoren for 5 cm bryst. Dersom skilnaden mellom avlest og korrigerert

tjukkuleik er tilsvarande den vi fann i 1998 og vi hadde gjort denne korreksjonen, ville vi med andre ord fått ein lågare dose enn den vi har presentert her.

Dosen er og proporsjonal med avstandsfaktoren. Her har vi motsett situasjon: dess tynnare bryst dess lågare er avstandsfaktoren. Ein skilnad på 10 mm i avstand svarar til i underkant av 5 % skilnad i dose. Ein korreksjon av tjukkuleik ville gitt ein høgare dose enn den vi har presentert.

Vi ser at overgangsfaktor og avstandsfaktor påverkar utrekna dose i motsett retning. Skilnaden i dose er større ved endringar i overgangsfaktoren. Vi legg derfor til grunn at anslaget på 20 % lågare dose per undersøking no samanlikna med i 1998 er et konservativt estimat.

5.5 Samanheng mellom brysttjukkuleik og dose

Ved undersøkingar gjort med apparatur som berre har ein anode-filterkombinasjon, det vil seie eit avgrensa utval strålekvalitetar, finn ein at kjerteldosen aukar med aukande brysttjukkuleik. Vi finn at denne auka er langt mindre når apparatur med automatisk val av strålekvalitet vert nytta. I vårt tilfelle var dette ekstra tydeleg for skråbilete. Med manuell innstilling var den gjennomsnittlege dosen per film for bryst i området 65 til 74 mm kring to og ein halv gonger høgare enn dosen for bryst mindre eller lik 24 mm. For apparatur med automatisk val er skilnaden mellom gjennomsnittleg dose for bryst i desse tjukkuleiksområda vesentleg mindre. Vi finn at gjennomsnittleg dose ved apparat med manuelt val av strålekvalitet og tjukkuleiksintervallet 65-74 mm er kring 60 % høgare enn gjennomsnittleg dose til bryst av same tjukkuleik undersøkt på apparat med automatisk val av strålekvalitet.

5.6 Dose til eit standardbryst

AGD-verdiar for standardbrystet vert rekna ut for kvart mammografiapparat ved årleg statuskontroll. Eit vevsliknande fantom med tjukkuleik 45 mm og kjertelinnhald 45% blir då eksponert med same eksponeringsfaktorar som ein ville nytta for eit bryst av same tjukkuleik. AGD til standardbrystet tillèt ei vurdering av effekten av apparatfaktorar utan innverknad av faktorar knytt til den einskilde undersøkinga. Vi fann best korrelasjon mellom dosane til standardbrystet og dei gjennomsnittlege dosane for frontprojeksjonen, med om lag 18 % høgare dosar for kvinnene samanlikna med standardbrystet. Skilnaden i dosar var høgare for skråprojeksjonen, kring 38 %. Data for skråprojeksjonen er publisert av Young (23). Resultata peikar i same retning, men han finn ein skilnad i dose kring 70 %. I den samanhengen skal vi hugse på at vi ikkje har korrigert for kjertelinnhald, noko Young har gjort. For heile vårt datamateriale fann vi at dosane blei kring 11 % høgare for skråprojeksjonen med korreksjon for kjertelinnhald enn utan korreksjon. Fordelinga mellom apparatur med automatisk og manuelt val av strålekvalitet var og annleis i det britiske materialet, noko som bidrog til eit høgare dosenivå i undersøkinga frå Storbritannia.

5.7 Eksponeringar per undersøking

Samla fann vi at det vart gjort 4,09 eksponeringar per kvinne. Dei ekstra bileta utgjorde 57 bilete fordelt på 38 kvinner, det vil seie i snitt 1,5 ekstrabilete på kvar av desse kvinnene. 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 (5). Denne praksisen gjer at ein til ei viss grad overestimerer dosen per eksponering for desse brysta.

5.8 Einskildtilfeller med høge dosar

Dei høgaste dosane vi fann var 3,0 og 3,2 gonger høgare enn den gjennomsnittlege dosen for den aktuelle projeksjonen for respektive front- og skråbilete. Dei høgaste dosane vart funne på apparat med manuelt val av strålekvalitet, men var ikkje eintydig knytt til tjukke bryst.

Den gjennomsnittlege dosen til standardbrystet for apparatet med høgast verdi for dette låg om lag 1,21 gonger høgare enn middelverdien for alle apparata. Dette var eit apparat med manuelt val av strålekvalitet. Som eit verst tenkjeleg tilfelle kan ein estimere høgaste forventade AGD per film i Mammografiprogrammet til kring 4,2 mGy ($3,0 \times 1,21 \times 1,17$ mGy) for frontprojeksjonen og 5,2 mGy ($3,2 \times 1,21 \times 1,35$ mGy) for skråprojeksjonen. Dette leier til ei estimert maksimaldose per undersøking på 9,4 mGy viss det nyttast to bilete per bryst.

5.9 Avvik frå europeiske protokollar

I avsnitta 3.4 og 3.5 har vi kort omtala to europeiske publikasjonar med relevans for vårt arbeide. Dei skil seg frå einannan først og fremst ved at den eldste viser til overgangsfaktorar frå den første publikasjonen til Dance, medan den seinaste har teke med dei sist publiserte korreksjonane.

I vår rapport har vi rekna dosar både med tilnærma same overgangsfaktorar som *dosimetri*protokollen (vi har korrigert for strålekvalitet), og med eksakt same faktorar som i *screening*protokollen. Skal våre resultat samanliknast med resultat som har kome fram etter metodane i desse protokollane, må vi og ta omsyn til avvika i posisjonane for referansepunkta. Vi har altså målt 30 mm frå brystveggkanten. Følgjer ein protokollane, skal ein måle 60 mm frå brystveggkanten. Kontrollmålingar synte at denne skilnaden i avstand svarar til ein skilnad mellom 0 til om lag 7 % i stråleutbytte og dermed brystdosen, med dosen målt i 30 mm avstand som den høgaste.

6 Konklusjon

Denne undersøkinga hadde fleire målsetjingar. Vi ønska å sjå på ulike aspekt knytt til stråledosar til undersøkte kvinner i Mammografiprogrammet. Vi ønska og å vurdere litt ulike metodar for utrekning av gjennomsnittleg absorbert brystkjerteldose (AGD) i mammografi mot kvarandre.

Resultata frå undersøkinga syner at dei fire metodane for å rekne ut AGD i mammografi gjev litt ulike verdiar. Størst skilnad er det mellom dosane med metoden til Wu et al. samanlikna med metoden til Dance et al, der Dance et al. gjev kring 18 % høgare dose per bilete og undersøking når korreksjon for tettleik er tatt med. Den første metoden er den same som vi har nytta i ein tidlegare rapport (11). Ein hovudskilnad mellom dei to er at Dance et al. tilordnar brysta ein tettleik på bakgrunn av alderen til kvinna og tjukkeleiken til brystet under kompresjon, medan vi for dei andre metodane stipulerer at alle brysta har ein tettleik på 50 % kjertellev. For alle metodane finn vi at skråprojeksjonen gjev høgare dose enn frontprojeksjonen.

Kva for kjelde til overgangsfaktorar skal ein så velje? For å halde kontinuitet i måleresultata frå Mammografiprogrammet, synest det best å halde fram med faktorane frå Wu et al. Ei ulempe er at anode-/filterkombinasjonen W/Rh ikkje er med. Vi kan heller ikkje utan vidare jamføre våre resultat med resultat frå europeiske kollegaer som nyttar faktorane frå Dance eller Dance et al. Går vi over til å nytte faktorane frå Dance/Dance et al., misser vi kontinuiteten i målingane. Samstundes gjev resultata frå denne rapporten oss eit grunnlag for å seia noko om kva for skilnad vi kan forvente i resultata, sidan vi her har nytta begge metodane. Alt i alt er manglande overgangsfaktorar for W/Rh eit godt argument for å gå over til faktorar frå Dance/Dance et al.

Vel vi dei europeiske faktorane, må vi og bestemme om vi skal ha med korreksjon for kjertelinnhald eller ikkje og om vi skal skifte posisjonen til referansepunktet. Korreksjonane for kjertelinnhald har sitt grunnlag i undersøkingar gjort i England. Vi veit ikkje i kva for grad tala stemmer med forholda vi har i Noreg. Før dette er avklara, tilrår vi å halde fram med ei tilnærming som går ut i frå 50 % kjertelinnhald. Sidan nytta strålekvalitet i alle høve er registrert for kvar eksponering, og korreksjonen for strålekvalitet dessutan er liten, tilrår vi å ta denne med. Summert opp tyder dette at vi i vidare arbeid tilrår å nytte formelen

$$D \equiv K \cdot g \cdot s$$

for gjennomsnittleg absorbert brystkjerteldose ved utrekning av dosar til undersøkte kvinner. For ytterlegare harmonisering med europeisk praksis tilrår vi vidare at referansepunktet ved pasientdosemålingar definerast til 60 mm frå brystveggkanten. Verdiar for faktoren g finnast i publikasjonen frå Dance (15) og verdiar for faktoren s finnast i publikasjonen frå Dance et al. (10). Rekna ut på dette viset finn vi frå data i denne rapporten ei gjennomsnittleg dose per frontprojeksjon på $1,17 \pm 0,02$ mGy, per skråprojeksjon på $1,35 \pm 0,03$ mGy og per undersøking på $2,55 \pm 0,07$ mGy.

Data for dosar til undersøkte kvinner er tidlegare publiserte i StrålevernRapport 1998:4. Nyttast same overgangsfaktorar som då, finn vi at dosen per undersøking ligg kring 20 % lågare no samanlikna med verdien vi fann den gongen. Ein skilnad mellom metodane er at det i den

førre rapporten vart korrigerert for brysttjukkheit som funksjon av nytta kompresjonskraft. Det finst argument for at ein tilsvarande korreksjon ved noverande undersøking ville gitt ein enno større skilnad i dose. Andre bidrag til skilnaden kan vere at ein no nyttar andre film-foliesystem. Bruk av apparat som gjer fleire val når det gjeld strålekvalitet (kombinasjonen av anode- og filtermateriale og kV) er og viktig. Med desse apparata kan ein og velje om ein vil la apparatet sin eksponeringsautomatikk velje kva strålekvalitet som skal nyttast. Vi fann at bruk av slike apparat gav reduserte dosar til tynne bryst samanlikna med bruk av manuell innstilling av parametrane. For skråprojeksjonen såg vi samstundes at dosane til tynne bryst vart noko høgare viss automatisk val av strålekvalitet vart nytta. Ei vurdering av biletkvaliteten har ikkje vore ein del i nokon av desse undersøkingane. Om reduksjonen i dose har hatt noko innverknad på kvaliteten og kva for innverknad dette i tilfelle er, ligg utanfor målsetjinga for denne rapporten.

Dose til eit standardbryst reknast ut for kvart screeninglaboratorium ved den årlege statuskontrollen. Eit vevsliknande fantom med tjukkheit 45 mm og kjertelinnhald 45 % blir eksponert med same eksponeringsfaktorar som ein ville nytta for eit bryst av same tjukkheit. For desse utrekningane har ein i Mammografiprogrammet heilt sidan oppstarten nytta overgangsfaktorane frå Wu et al. Ved samanlikning av dosane til undersøkte kvinner og til standardbrystet rekna ut med same overgangsfaktorar, fann vi at AGD-verdiane for fantommålingane i store trekk var korrelerte med gjennomsnittleg dose til kvinnene, men dosane til fantom var noko høgare. Korrelasjonen var best og doseskilnaden minst for frontprojeksjonen. For AGD-verdiar rekna ut med $D=Kgs$ fann vi liknande korrelasjon og noko større skilnad i dosar (18 % for frontprojeksjonen og 38 % for skråprojeksjonen).

For å halde på kontinuiteten i utrekninga av AGD til standardbrystet vil vi halde fram med å nytte overgangsfaktorane til Wu et al. for analoge mammografiapparat, med stråleutbytte og HVL målt i same referanseposisjon som tidlegare. Det kan då vere av interesse å ha ei formeining om kva for samanheng ein kan forvente mellom AGD til standardbryst og gjennomsnittleg AGD til kvinner ved same laboratorium. Utrekningar gjort på datamaterialet i denne rapporten syner at det er best korrelasjon mellom fantommålingane og dosemålingane for frontprojeksjonen. Dosen ved fantommålinga kan ventast å liggje noko lågare enn snittet for frontprojeksjonen frå reelle undersøkingar.

Dosenivået vert lågare ved bruk av mammografiapparat med fleire alternative anode-/filterkombinasjonar. Dette gjeld særleg ved tjukkare bryst. Vi har ikkje vurdert konsekvensane for biletkvaliteten i samband med dette.

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. 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.
3. Kvalitetsmanual for Mammografiprogrammet. Oslo: Kreftregisteret, 2003.
http://www.kreftregisteret.no/om_kreftregisteret/registrering/masseundersokelser_etc/manual.pdf (06.09.05).
4. StrålevernRapport 2003:14. Bredholt K, Hauge IHR, Ormberg IW, Pedersen K. Kvalitetskontroll i mammografi. Konstanskontroller. Østerås: Statens strålevern, 2003.
5. StrålevernRapport 2005:9. Ormberg IW, Pedersen K, Bredholt K. Statens strålevern i Mammografiprogrammet; databaseprogram for kvalitetskontrollresultater. Østerås: Statens strålevern, 2005.
6. 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.
7. 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.
8. Beckett JR, Kotre CJ. Dosimetric implications of age related glandular changes in screening mammography. Physics in Medicine and Biology 2000; 45: 801-813.
9. Bignell FM. Assessment of breast composition for a sample of women attending for mammography screening. MSc dissertation, University of Surrey. Guildford 1996.
10. 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.
11. StrålevernRapport 1998:4. Pedersen K. Prøveprosjekt med mammografiscreening: Pasientdosemålinger. Østerås: Statens strålevern, 1998.
12. Wu X, Barnes GT, Tucker DM. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. Radiology 1991; 179: 143-148.
13. 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.
14. Klein R, Aichinger H, Dierker J, Jansen JTM, Joite-Barfuß S, Säbel M et al. Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients. Physics in Medicine and Biology 1997; 42: 651-671.
15. 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.

-
16. Dance DR, Hunt RA, Bakic PR, Maidment ADA, Sandborg M, Ullman G, Alm Carlsson G. Breast dosimetry using high-resolution voxel phantoms. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 114: 359-63.
 17. Boone J. Glandular Breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray Beams: Monte Carlo assessment. *Radiology* 1999, 213: 23-27.
 18. 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.
 19. 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)
 20. Sobol WT, Wu X. Parametrization of mammography normalized glandular dose tables. *Medical Physics* 1997; 24: 547-554.
 21. 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.
 22. European guidelines for quality assurance in mammography screening. 3rd edition. Europe against cancer. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2001.
 23. Young KC. Radiation doses in the UK trial of breast screening in women aged 40-48 years. *British Journal of Radiology*, BJR 2002; 75: 362-370.

StrålevernRapport 2005:1
Virksomhetsplan 2005

StrålevernRapport 2005:2
Natural Radioactivity in Produced Water from the
Norwegian Oil and Gas Industry in 2003

StrålevernRapport 2005:3
Kartlegging av historiske utslipp til Kjeller-området
og vurdering av mulige helsekonsekvenser

StrålevernRapport 2005:4
Assessment of environmental, health and safety consequences of
decommissioning radioisotope thermal generators in NW Russia

StrålevernRapport 2005:5
Environmental Impact Assessments in Arctic Environments
Protection of plants and animals

StrålevernRapport 2005:6
Anbefaling for opplæring av medisinske fysikere i stråleterapi i Norge

StrålevernRapport 2005:6b
Øvingsoppgaver til Anbefaling for opplæring av medisinske fysikere i
stråleterapi i Norge

StrålevernRapport 2005:7
Radionuclides in Marine and Terrestrial Mammals of Svalbard

StrålevernRapport 2005:8
Forvaltningsstrategi om magnetfelt og helse ved høyspentanlegg

StrålevernRapport 2005:9
Statens strålevern i Mammografiprogrammet
Databaseprogram for kvalitetskontrollresultater

StrålevernRapport 2005:10
Radioaktiv forurensing i sauekjøtt, ku- og geitemelk, 1988-2004

StrålevernRapport 2005:11
Tilsyn med medisinsk strålebruk ved fem
Helseforetak i 2004
- etter ny forskrift om strålevern og bruk av stråling