



BØRNEDOSER VED RADIOLOGI

2006



Børnedoser ved radiologi

Redaktion
Statens Institut for Strålehygiejne
Sundhedsstyrelsen
Knapholm 7
2730 Herlev

Emneord: børn, referencedoser, radiologi

Sprog: Dansk

URL: <http://www.sis.dk>

Version: 1

Versionsdato: 21. marts 2006

ISBN trykt udgave: 87-7676-268-8

ISBN elektronisk udgave: 87-7676-269-6

Format: pdf

Udgivet af: Sundhedsstyrelsen, marts 2006

Tryk: BM Grafik

3715-126-2001

Indhold

1	Introduktion	1
1.1	Formål	1
1.2	Deltagere	1
1.3	Baggrund	1
2	Målemetode	3
2.1	Målemetode	3
2.2	Opmåling af generator	3
2.3	Ækvivalent diameter	4
2.4	Bedømmelse af billedkvalitet	5
3	Resultater	7
3.1	Generator	7
3.2	Antal patienter og undersøgelser	8
3.3	Kliniske protokoller	10
3.4	Dosis som funktion af ækvivalent diameter	10
3.5	Bedømmelse af billedkvalitet	12
3.6	Usikkerhed	14
4	Diskussion	15
5	Referencedoser	16
6	Konklusion	18
7	Litteratur	19
8	Appendiks	20
	Appendiks A	20
	Appendisk B	23
	Appendisk C	27

1 Introduktion

1.1 Formål

Formålet med projektet er at indsamle oplysninger om de doser, der gives ved røntgenundersøgelser af børn. I første omgang fokuseres på konventionelle røntgenundersøgelser. Ud fra de indsamlede oplysninger fremlægges et forslag til referencedoser for røntgenundersøgelser af børn.

1.2 Deltagere

Projektet blev startet af Statens Institut for Strålehygiejne (SIS) i samarbejde med Billeddiagnostisk Afdeling på Skejby Sygehus. Senere er de billeddiagnostiske afdelinger på sygehusene i Hillerød, Glostrup, Odense og Aalborg Nord kommet med.

1.3 Baggrund

I forbindelse med det nye EU-direktiv om medicinsk bestråling [1] er der indført referencedoser for røntgenundersøgelser. Referencedosis for en bestemt undersøgelse er defineret som dosisniveauet ved en typisk undersøgelse af en gruppe patienter af standardstørrelse. Referencedosis kan enten være givet i form af arealdosis (produktet af dosis og areal) eller i form af indgangsdosis til patienten. Arealdosis har den fordel, at den kan måles i strålefeltet mellem blænder og patient i en vilkårlig afstand fra røntgenrøret. Desuden kan arealdosis fra enkelte optagelser summeres, så man opnår arealdosis for den fuldstændige undersøgelse. Indgangsdosis måles i indgangsfeltet, og den måles for hver optagelse individuelt.

Ved brug af referencedoser måles patientdoser for et antal patienter, og den gennemsnitlige dosis bestemmes. Denne gennemsnitlige dosis sammenlignes med referencedosis, og ved overskridelse af referencedosis undersøges grunden til overskridelsen.

I Danmark er der ved ikrafttrædelsen af bekendtgørelse 975 [2] indført krav om regelmæssig måling af patientdoser til sammenligning med de til enhver tid gældende referencedoser [3]. Disse referencedoser er baseret på vejledende værdier fra den Nordiske arbejdsgruppe om røntgendiagnostik [4]. Referencedoserne er opstillet i form af arealdoser, og det er doser for komplette undersøgelser.

Referencedoserne er imidlertid indtil videre kun fastsat for voksne patienter, og det er ønskeligt, at der også fastsættes referencedoser for børn. Børnepatienter kan dog ikke som voksne betragtes under ét, da der er stor forskel på en nyfødt og et barn på f.eks. 14 år. For at fastsætte referencedoser for børn er det derfor nødvendigt at fastsætte doser for flere grupper, baseret på f.eks. alder, højde, vægt eller en kombination af disse.

Forslag til referencedoser for børn har været fremme i forskellige rapporter, hvoraf kun nogle få skal omtales her. I de europæiske guidelines for børneradiologi [5] foreslås en række referencedoser for en standard 5-årig og nogle få for nyfødte. Ligeledes er der

kommet forslag til referencedoser for børn fra National Radiological Protection Board (NRPB) i England [6]. I begge disse rapporter er referencedoserne fastlagt i form af indgangsdoser, dvs. der er tale om doser for enkeltoptagelser.

Dette projekt blev igangsat for at opnå viden om, hvilke doser der gives ved røntgenundersøgelser af børn i Danmark. Desuden har vi ønsket at finde en metode til bestemmelse af børnedoser, der vil kunne anvendes ved alle sygehuse. I det følgende beskrives en sådan metode samt de resultater der er opnået ved målinger på 5 sygehuse.

2 Målemetode

2.1 Målemetode

De første målinger blev udført vha. arealdosimetre monteret på røntgenrøret, men der viste sig at være problemer med denne målemetode. For det første var de anvendte dosimetre ikke følsomme nok. For det andet var der problemer med, at dosimetrene viste forkert ved de første eksponeringer efter en pause, idet der åbenbart sker en ladningsophobning i kammeret ved henstand.

Anvendelse af termoluminescensdosimetri (TLD) blev overvejet, men de praktiske vanskeligheder med at skulle sende dosimetre frem og tilbage, og med at de involverede hospitaler konstant skulle have et antal dosimetre liggende, var for store.

Det blev derfor valgt i stedet at bestemme doser ud fra eksponeringsparametre: kV, mAs, fokus-objekt-afstand (FOA). For at opnå så høj grad af præcision som muligt blev der opmålt karakteristik for hvert enkelt apparat i stedet for at bruge en samlet gennemsnitlig beregning for alle apparater. Karakteristikkerne er bestemt i form af dosis frit i luft som funktion af kV og mAs i en kendt afstand (oftest 1 m) fra røntgenrørets fokus.

For at nå frem til indgangsdosis til patienten skal den dosis, der måles frit i luft, korrigeres med bidrag fra tilbagespredning i patienten (backscatter). Ved de spændinger og feltstørrelser der anvendes inden for diagnostik, kan man regne med en korrektionsfaktor (backscatter faktor, BSF) på 1,35 [7].

2.2 Opmåling af generator

Opmålingen af generatorer er udført med 6 cm³ ionkammer (Radcal Model 10x5-6 tilsluttet Radcal model 9015 Controller). Ionkammeret fastgøres i god afstand fra lejet, så spredt stråling herfra undgås. Afstanden mellem røntgenrørets fokus og centrum af målekammeret måles. Hvis det er muligt anvendes 100 cm afstand. Dosis måles frit i luft for forskellige mAs værdier ved et antal kV-værdier. Hvis kun nogle få kV-værdier anvendes til børneundersøgelser ved den givne generator, måles ved alle disse, ellers måles i spring af 3–5 kV i det/de interval(ler), der bruges. mAs-værdierne vælges ud fra det interval, der bruges ved undersøgelserne, typisk 1,4; 4,0 og 10,0 mAs. Der blændes ind til et felt, der er lidt større end målekammeret.

Kurvetilpasning foretages herefter i to trin. Dosis må forventes at være ligefrem proportional med mAs, mens afhængigheden af kV er mere kompleks, men kan tilnærmes med et andengradspolynomium. Først afbildes derfor dosis som funktion af mAs ved hver kV, og en ret linje lægges igennem punkterne vha. lineær regression. Hældningen for en given spænding giver herved en dosiskoefficient ($\mu\text{Gy/mAs}$). Dosiskoefficienter afbildes derefter som funktion af kV, og et andengradspolynomium tilpasses til disse punkter.

Herefter fås et samlet udtryk til beregning af dosis i afstanden brugt ved opmålingen:

$$D_{FKA} = (a \cdot U^2 + b \cdot U + c) \cdot Q \quad (1)$$

hvor U er højspænding (kV), og Q er mAs-produktet. a , b og c er parametre fra kurvetilpasningen.

Til beregning af dosis i en vilkårlig afstand anvendes afstandskvadratloven, således at det endelige udtryk til beregning af dosis ud fra eksponeringsparametrene ved en given undersøgelse bliver:

$$D = (a \cdot U^2 + b \cdot U + c) \cdot Q \cdot \left(\frac{FKA}{FOA} \right)^2 \quad (2)$$

hvor FOA er fokus-objektafstanden brugt ved den aktuelle undersøgelse, og FKA er fokus-kammer-afstand brugt ved opmåling.

For at beregne patientdosis skal backscatter inkluderes:

$$D = (a \cdot V^2 + b \cdot V + c) \cdot Q \cdot \left(\frac{FKA}{FOA} \right)^2 \cdot BSF \quad (3)$$

George et. al [8] har brugt en tilsvarende metode i forbindelse med optimering, og vist, at denne metode giver patientdoser, der er i god overensstemmelse med doser bestemt ved termoluminescensdosimetri (TLD).

2.3 Ækvivalent diameter

De målte doser blev i første omgang søgt sammenlignet ved opdeling i aldersgrupperne: 0 år; 1 - 4 år; 5 - 9 år, 10 - 14 år samt over 15 år. På grund af det lille antal målinger og den store spredning i højde og vægt inden for hver aldersgruppe, viste dette sig dog ikke at give brugbare resultater. Desuden var det også med denne metode relativt svært at sammenligne doserne imellem de forskellige aldersgrupper.

Den relevante parameter for sammenligning af doserne er tykkelsen af patienten. Denne kendes desværre ikke eksakt for alle patienter, men en rimelig approksimation er den ækvivalente diameter [9]. Den ækvivalente diameter er defineret som: diameteren af en cylinder med samme højde og vægt som patienten under antagelse af en gennemsnitlig vægtfylde af kropsvæv på 1 g/cm^3 :

$$d_{\text{ækv}} = 2 \cdot \sqrt{\frac{m}{\pi \cdot h \cdot 1 \text{ g cm}^{-3}}} \quad (4)$$

hvor m er massen og h højden af patienten.

Ved brug af den ækvivalente diameter kan de målte doser for alle aldersgrupper sammenholdes. For hver patient beregnes den ækvivalente diameter ud fra formel (4). Udgangsdosis må som udgangspunkt forventes at være nogenlunde konstant (bestemt af følsomheden af det billedregistrerende system) for den enkelte undersøgelse ved hvert

sygehus, mens dæmpningen vil afhænge af patienttykkelsen. Dæmpningen kan antages at være eksponentiel [6]. De målte doser for en given undersøgelse ved det enkelte hospital afbildes derfor som funktion af ækvivalent diameter, og tilpasses til en eksponentialfunktion:

$$ESD = D_0 \cdot e^{\mu d_{\text{ækv}}} \quad (5)$$

hvor μ er en effektiv dæmpningskoefficient, og D_0 er en dosiskonstant (se Appendiks A).

Som standardpatienter anvendes oftest 0 år, 1 år, 5 år, 10 år og 15 år (svarer til en lille voksen) [6]. Til bestemmelse af ækvivalent diameter af standardpatienterne bruges vækstkurver for danske børn fra Dansk Pædiatrisk Selskab [10]. Standardpatienter er antaget at svare til 50 % fraktilen for højde- og vægtskurverne for hhv. drenge og piger, og disse tal er vist i tabel 1. Som det ses, er forskellen mellem tallene for piger og drenge meget lille, så her bruges gennemsnittet, vist i den sidste kolonne i tabellen.

Tabel 1 Data for standardpatienter

Alder	Piger			Drenge			d _{ækv} (cm)
	højde (cm)	vægt (kg)	d _{ækv} (cm)	højde (cm)	vægt (kg)	d _{ækv} (cm)	
0 år	51	3,6	9,5	52	3,6	9,4	9,4
1 år	76	10,1	13,0	78	10,8	13,3	13,1
5 år	112	19	14,7	111	19,1	14,8	14,7
10 år	138	30,2	16,7	138	30,5	16,8	16,7
15 år	163	52	20,2	168	54	20,2	20,2

Højde og vægt er taget fra vækstkurver for danske børn, Dansk Pædiatrisk Selskab [10].

2.4 Bedømmelse af billedkvalitet

For én undersøgelsestype (Thorax AP) blev der udover bestemmelsen af patientdoser også gennemført en bedømmelse af billedkvaliteten på de enkelte afdelinger.

Der blev valgt et starttidspunkt for det enkelte sygehus (afhængig af den periode, hvor der var indsamlet doser), og de to første Thorax undersøgelser udført efter dette tidspunkt på børn inden for aldersgruppen 4,5 – 5,5 år blev udvalgt. AP billedet, der var brugt til diagnostik, blev udtaget og anonymiseret så vidt muligt.

De 10 udvalgte billeder blev herefter bedømt af 3 radiologer fra 3 af de deltagende sygehuse. Billederne blev bedømt i forhold til kriterierne i de europæiske guidelines for børneradiologi [5]:

1. udført ved maksimal inspiration, undtagen ved mistanke om fremmedlegeme

2. gengivelse af thorax uden rotation og kipning
3. gengivelse af thorax fra lige over apex til T12/L1
4. gengivelse af karstrukturen i de centrale 2/3 af lungerne
5. gengivelse af trachea og proximale bronchi
6. visuelt skarp gengivelse af diaphragma og sinus phrenicocostalis
7. gengivelse af vertebrae og paravertebrale strukturer og visualisering af retro-cardiale lunge og mediastinum

For nogle af ovenstående kriterier er der underkriterier, således at der i alt er 13 kriterier [5]. Hver bedømmer tager stilling til de enkelte kriterier (ja/nej) for hvert billede, og scoren er den procentdel af kriterierne, som er opfyldt. Den samlede billedkvalitetsscore for det enkelte billede er gennemsnittet af scorerne fra de enkelte bedømmere.

Til at sammenholde med patientdoserne er der for hvert sygehus udregnet en samlet billedkvalitetsscore som gennemsnittet af scorerne fra de to billeder, der indgik i bedømmelsen.

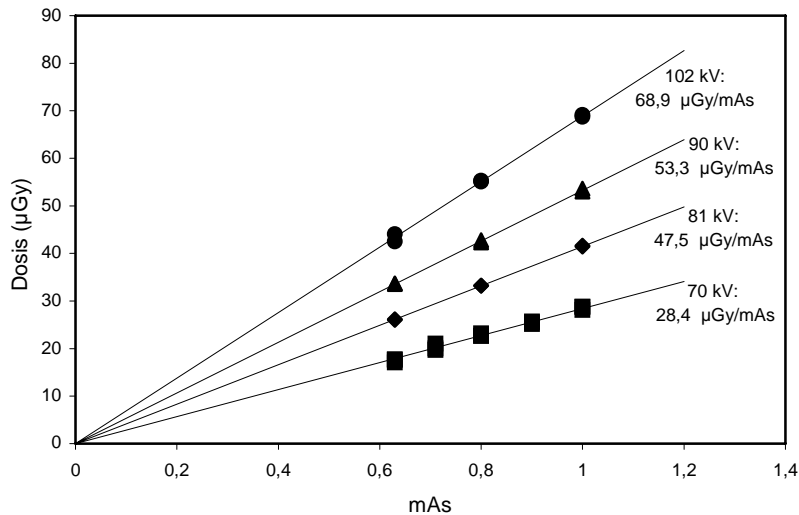
Udover billedkvalitetsscoren blev hvert billede bedømt med hensyn til sværtning, kontrast, skarphed, feltstørrelse, centrering, og for, om det generelt var acceptabelt.

3 Resultater

3.1 Generator

Et eksempel på opmåling af en generator er vist i figur 1 og 2. I figur 1 er der målt for 4 forskellige kV-værdier mellem 70 kV og 102 kV, og for 0,63–1,0 mAs.

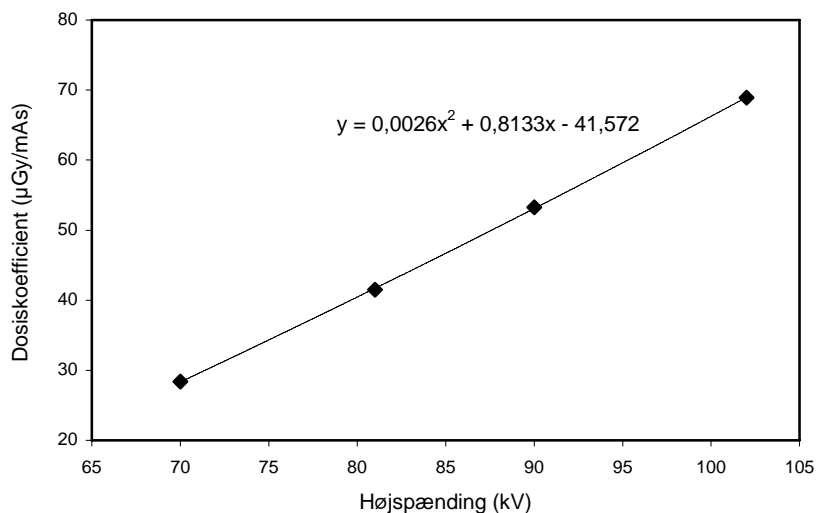
Figur 1 Diagram over dosis i luft i 1 m afstand fra fokus ved forskellige kV og mAs værdier.



Symboler: målte værdier; Linjer: kurvetilpasning for forskellig kV.

For hver kV er der bestemt en dosiskoefficient, og disse er angivet på figuren. Dosis-koefficienterne er herefter afbildet som funktion af kV, se figur 2, som også viser ligningen for den tilpassede kurve.

Figur 2 Diagram over dosiskoefficient (dosis pr. mAs) som funktion af kV.



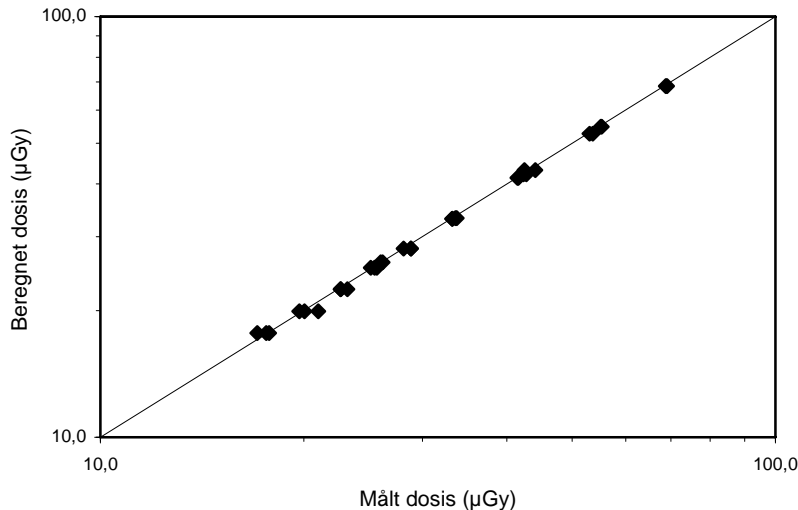
Symboler: Koefficienter fra kurvetilpasning af dosis som funktion af mAs; Linje: kurvetilpasning som funktion af kV.

For denne generator bestemmes dosis frit i luft således af:

$$D = (0,0026 \cdot V^2 + 0,8133 \cdot V - 41,572) \cdot Q \cdot \left(\frac{100\text{cm}}{FOA} \right)^2 \quad (6)$$

For at kontrollere kvaliteten af tilpasningen kan de beregnede doser plottes som funktion af de målte doser, se eksempel i figur 3. Punkterne i figur 3 angiver sammenhørende værdier af målte doser og doser beregnet ud fra eksponeringsparametrene og kurvetilpasningsparametrene. Den rette linje angiver, hvor punkterne ville ligge, hvis der var fuld overensstemmelse mellem målte og beregnede værdier. Begge akser er logaritmiske, og den samme relative afvigelse vil derfor give anledning til samme afstand fra linjen over hele dosisintervallet. I dette tilfælde er den maksimale afvigelse 5 %.

Figur 3 Plot af dosis beregnet ud fra eksponeringsparametre mod den målte dosis.



Linjen svarer til fuld overensstemmelse.

3.2 Antal patienter og undersøgelser

Ved starten af projektet blev det besluttet at måle doser for følgende undersøgelser: Kranie, Thorax, Oversigt over abdomen, Columna Lumbalis og Bækken. Undervejs er der derudover blevet rapporteret doser for undersøgelserne Babygram, Scoliose, Columna Cervicalis, Columna Thoracalis og Columna Totalis. I løbet af projektperioden er der indsamlet data for 1072 undersøgelser med i alt 1722 billeder. Det samlede antal billeder inden for hver type og projektion er vist i tabel 2. Som det ses af tabellen er antallet af billeder meget lavt for nogle undersøgelser, og for nogle undersøgelser findes kun resultater fra få sygehuse. Det er derfor valgt kun at analysere for de undersøgelser, hvor der er resultater fra alle sygehuse, dvs. bækken AP, columna lumbalis AP og LAT samt thorax AP, PA og LAT. For columna lumbalis AP og LAT er antallet af optagelser for nogle af sygehusene dog så lavt, at de ikke kan analyseres. Følgende undersøgelser er derfor analyseret til bunds: Bækken AP og Thorax AP/PA og LAT.

For hver patient er indsamlet information om køn, alder, højde og vægt, samt information om røntgenundersøgelsen: dato, type, generator. Endelig registreres for hvert billede: projektion, kV, mAs, FOA, Fokus-film-afstand (FFA) og feltstørrelse. FOA er som hovedregel bestemt ud fra FFA samt en skønnet objekttykkelse og information om afstanden mellem lejepladens overside og film/detektor-planet.

Tabel 2 Antal røntgenoptagelser efter undersøgelsestype og projektion, samt det antal sygehuse, hvor optagelserne stammer fra.

Undersøgelse	Projektion	Antal undersøgelser	Antal sygehuse
Babygram	AP	14	2
Babygram	LAT	2	1
Bækken	AP	165	5
Bækken	LAT	2	2
Bækken	PA	1	1
Columna Cervicalis	AP	1	1
Columna Cervicalis	LAT	4	1
Columna Lumbalis	AP	53	5
Columna Lumbalis	LAT	60	5
Columna Thoracalis	AP	32	4
Columna Thoracalis	LAT	37	4
Columna Totalis	AP	6	3
Columna Totalis	LAT	8	3
Kranie	AP	24	4
Kranie	LAT	23	4
Oversigt over abdomen	AP	62	4
Oversigt over abdomen	LAT	10	2
Scoliose	LAT	28	1
Scoliose	PA	54	1
Thorax	AP	668	5
Thorax	LAT	404	5
Thorax	PA	64	5

3.3 Kliniske protokoller

Protokoller fra de 5 sygehuse for undersøgelse af Thorax AP for en 5-årig er givet i tabel 3, mens protokoller for alle aldersgrupper for både thorax og bækken er givet i Appendix 2.

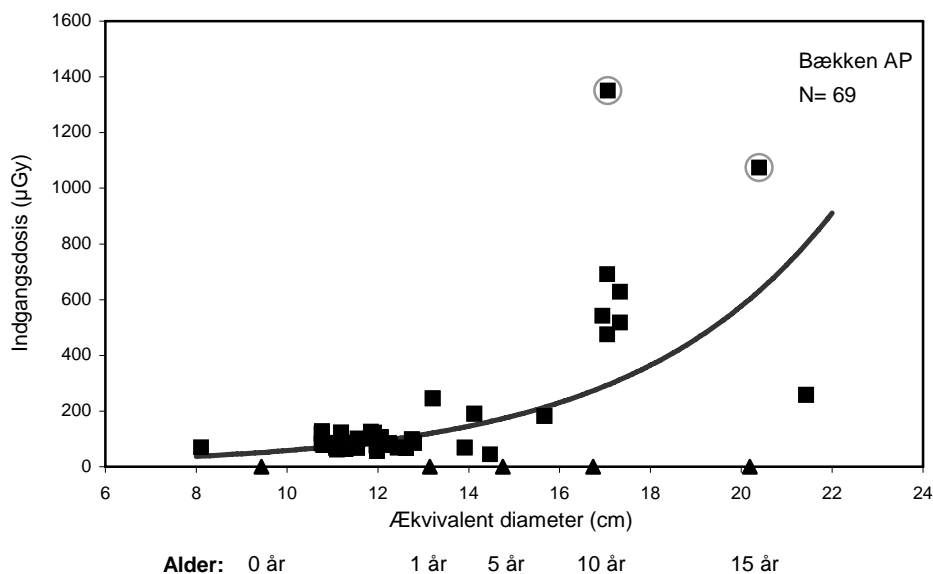
Tabel 3 Oplysninger om protokoller for thorax AP undersøgelse af 5-årig.

Sygehus	kV	mAs	Fokus	FFA (cm)	Raster	egen filtrering	ekstern filtrering	Detektor
A	100	1,0 – 1,6	fin	150	–	3,0 mmAl	ingen	CR
B	130	2	grov	200	+	3,0 mmAl	ingen	CR
C	93	2	grov	180	+	3,5 mmAl	1 mmAl + 0,2 mmCu	DR
D	137	1,4	fin	338	airgab	3,2 mmAl	ingen	CR
E	120	auto	fin	200	+	3,0 mmAl	ingen	konv.

3.4 Dosis som funktion af ækvivalent diameter

Figur 4 viser de målte doser for optagelser af bækken AP ved ét sygehus, i alt 69 optagelser. De målte doser som funktion af ækvivalent diameter for patienten er vist sammen med en tilpasset kurve baseret på en eksponentialfunktion. Punkterne ligger forholdsvis tæt omkring kurven undtaget for nogle få af de største patienter (højest ækvivalent diameter), hvor et par punkter ligger en del over kurven.

Figur 4 Patientdoser for undersøgelse af bækken AP som funktion af ækvivalent diameter.



Firkanter viser målte doser, og den fuldt optrukne kurve viser den tilpassede kurve. Ækvivalent diameter svarende til forskellige aldre er markeret langs abscissen med trekkanter.

Tabel 4 Parametre for tilpassede kurver for gennemsnitlige indgangsdoser (μGy) som funktion af den ækvivalente diameter.

	$\mu (\text{cm}^{-1})$		Rum	$D_0 (\mu\text{Gy})$ for Rum	$D_0 (\mu\text{Gy})$ for Sygehus	ESD for standard 5-årig (μGy)
Bækken AP	0,23	Sygehus A			12,5	375
		Sygehus B			6,5	195
		Sygehus C			8,6	255
		Sygehus D			14,8	440
		Sygehus E			12,6	375
		3. kvartil				12,6
Thorax AP/PA	0,085	Sygehus A			12,8	45
		Sygehus B	Ude	18,8	32,2	115
			X (CR)	46,3		
			Y (CR)	29,6		
			Z (DR)	5,7		
		Sygehus C	Ude	38,2	22,7	80
			Rtg	10,8		
Sygehus D	Ude	16,5	13,7	45		
	X Y	22,4 9,9				
Sygehus E	Ude	29,7	21,2	75		
	Rtg	17,9				
3. kvartil				22,7		
Thorax LAT	0,131	Sygehus A			13,7	95
		Sygehus B	Ude	15,6	33,4	225
			X (CR)	38,3		
			Y (CR)	23,2		
			Z (DR)	4,2		
		Sygehus C	Ude	27,3	12,2	85
			Rtg	7,3		
Sygehus D			12,4	85		
Sygehus E			13,1	90		
3. kvartil				13,7		

μ er dæmpningskoefficienten og D_0 er dosiskonstanten. Som eksempel er indgangsdoser for standard 5-årige vist i den sidste kolonne.

Figurer svarende til figur 4 er lavet for alle sygehuse og de udvalgte undersøgelsestyper. I nogle tilfælde har det vist sig, at optagelser taget med forskelligt udstyr har ligget i distinkte grupper, f.eks. udefotooptagelser adskilt fra optagelser taget på røntgenafdelingen, og her er der lavet en kurvetilpasning for hvert udstyr (rum) for sig. Ud fra de tilpassede kurver bestemmes en dæmpningskoefficient, μ , for hver undersøgelsestype, og derefter en dosiskonstant, D_0 . Værdierne er bestemt ved en iterativ proces, der er beskrevet nærmere i Appendiks A. Dosiskonstanten for en given undersøgelsestype for det enkelte sygehus er bestemt som gennemsnittet af dosiskonstanterne for de enkelte rum, vægtes med antal undersøgelser foretaget i rummet. Dæmpningskoefficienter og dosiskonstanter er vist i tabel 4 for alle sygehuse.

Den tilpassede kurve kan betragtes som en middeldosis som funktion af den ækvivalente diameter, og den kan således bruges til at bestemme middeldoser for f.eks. standardpatienter. Den sidste kolonne i tabel 4 viser således for hvert sygehus og undersøgelse dosis for en standard 5-årig.

For hver undersøgelsestype er 75 %-fraktilen af dosiskonstanterne for de 5 sygehuse bestemt, og disse værdier er også vist i tabel 4.

3.5 Bedømmelse af billedkvalitet

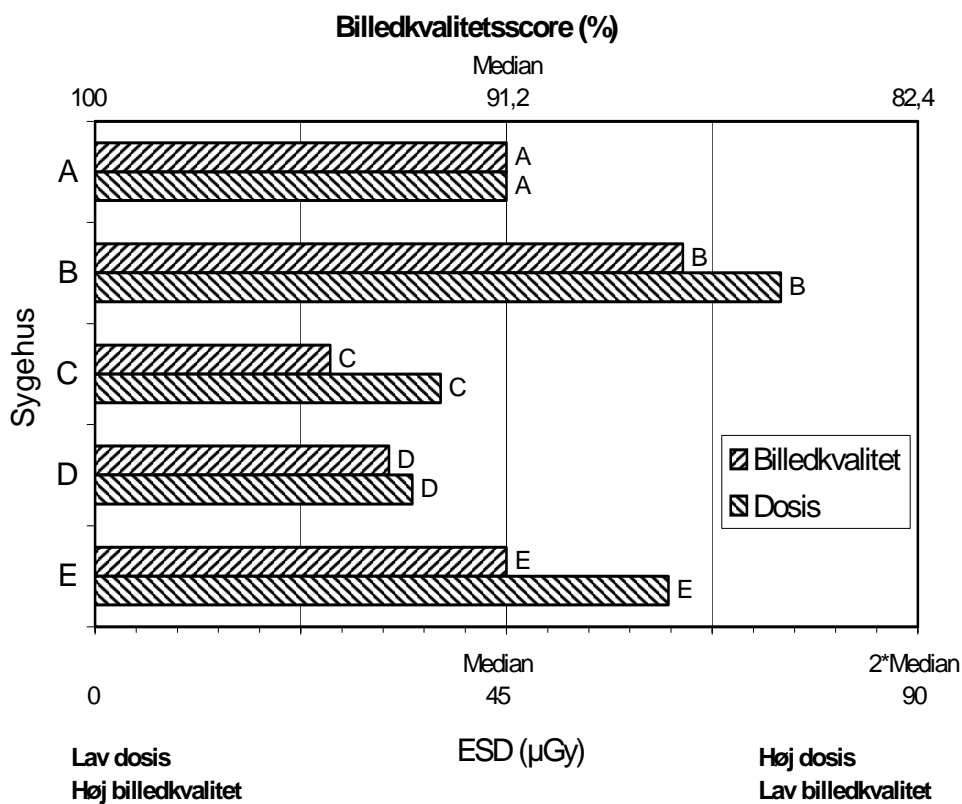
Den samlede billedkvalitetsscore for de enkelte billeder og for hvert sygehus er vist i tabel 5. Det ses, at billedkvaliteten generelt er bedømt som høj i billederne, og der er ingen meget markante forskelle i billedkvalitetsscoren sygehusene imellem. Den generelle vurdering af billederne (ikke vist) viste desuden, at ingen billeder er bedømt som uacceptable.

Tabel 5 Billedkvalitetsscorer. Scoren for enkeltbilleder er gennemsnittet af scorerne fra 3 bedømmere. Scoren for sygehus er gennemsnittet af scorerne for de 2 billeder fra hvert sygehus.

Sygehus	Score for enkeltbilleder	Score for sygehus
A	97 %	91 %
	85 %	
B	90 %	87 %
	85 %	
C	92 %	95 %
	97 %	
D	92 %	94 %
	95 %	
E	92 %	91 %
	90 %	

Billedkvalitetsscorerne er i figur 5 afbildet sammen med dosis for en 5-årig. Dosisværdien i figur 5 er for de sygehuse, hvor der er forskellige dosiskonstanter for f.eks. udefoto og for apparatur på afdelingen, baseret på dosiskonstanten for det relevante rum. Figur 5 er konstrueret således, at bjælken for dosis er proportional med dosis, mens bjælken for billedkvalitet er proportional med (100 % - billedkvalitetsscoren). En god billedkvalitet sammen med en lav dosis vil altså vises ved, at begge bjælker er så små som muligt. Midten af diagrammet svarer for både billedkvalitetsscore og dosis til medianværdien, mens venstre side af diagrammet svarer til hhv. 100 % og 0 µGy. Begge skalaer er lineære.

Figur 5 Billedkvalitetsscore for hvert sygehus holdt op i mod indgangsdosis



Figur 5 viser ingen entydige sammenhænge mellem billedkvalitetsscoren og dosis. De bedste bud på en god billedkvalitet med lav dosis er fra sygehusene C og D, idet de både har en dosis, der er under medianen, og en billedkvalitet højere end medianen. Af disse to har sygehus C den højeste billedkvalitetsscore, men også en lidt højere dosis. Sygehus A ligger på medianen både med hensyn til billedkvalitetsscore og dosis. Sygehusene B og E har billedkvalitetsscorer mindre end eller lig med medianen og doser højere end mediandosis.

Som opfølgning på dette projekt vil der blive gennemført en fornyet bedømmelse af billedkvalitet i forhold til dosis om et år.

3.6 Usikkerhed

Den anvendte metode til bestemmelse af dosis er mere indirekte sammenlignet med f.eks. anvendelse af TLD. Som det ses i figur 3 er afvigelsen mellem den målte og den beregnede dosis forholdsvis lille. I patientdoserne introduceres dog nogen ekstra usikkerhed, fordi bestemmelsen af FOA er baseret på et skøn.

Fordelen ved den anvendte metode i forhold til TLD er, at der ikke skal håndteres dosimetre, herunder, at der ikke skal fastgøres dosimetre til børnene i forbindelse med undersøgelsen.

4 Diskussion

Som det ses i tabel 4 er der forskelle i dosis for de forskellige sygehuse, idet der er op til en faktor knapt 3 mellem den højeste og laveste dosiskonstant for en given undersøgelse. Der ses også ganske store forskelle inden for de enkelte sygehuse. Specielt er der en udbredt tendens til, at der gives en højere dosis ved optagelser med mobile apparater ude på sygehusenes øvrige afdelinger end ved optagelser på røntgenafdelingen.

Billedkvaliteten er bedømt for to patienter på 5 år ($\pm 0,5$ år) fra hvert sygehus, og billedkvalitet og dosis er sammenholdt i figur 5. De bedste bud på en god billedkvalitet med lav dosis er fra sygehusene C og D, idet de både har en dosis, der er under medianen, og en billedkvalitet højere end medianen. Sammenholdes dette med protokollerne i tabel 3 ses, at sygehus C hovedsagelig skiller sig ud ved brugen af høj filtrering sammen med en lav kV og brug af DR-system. Dosiskonstanterne for sygehus B tyder også på, at brug af DR-system ved thoraxundersøgelser er en fordel dosismæssigt. Sygehus B skiftede i løbet af projektperioden fra CR til DR for thoraxundersøgelser, og det ses af tabel, at dosiskonstanten ved brug af DR er langt lavere end for CR. Sygehus D skiller sig ud ved at benytte airgab i stedet for raster. De her fundne resultater stemmer således med tidligere anbefalinger om så vidt muligt at undgå raster ved undersøgelser af børn [2, 7], samt at anvende ekstra filtrering ved thoraxundersøgelser [7].

For bækkenundersøgelserne har sygehusene B og C de laveste doser. Her har billedkvaliteten ikke været bedømt, men der er heller ikke så store forskelle mellem protokollerne. Forskellene ligger stort set udelukkende i valget af mAs-værdien og af totalfiltreringen, hvor sygehus C anvender den højeste filtrering. Den ekstra filtrering synes dog ikke umiddelbart at være en fordel, idet dosis for sygehus B er lavere, men en endelig vurdering vil kræve en vurdering af billedkvaliteten.

5 Referencedoser

Ud fra de målte tal er der lavet et forslag til referencedoser, som er vist i tabel 6.

Tabel 6 Referencedoser givet som indgangsdoser (μGy) på baggrund af målingerne i dette projekt sammenlignet med værdier fra europæiske guidelines¹ og fra NRPB²

		Dette projekt	Europæiske guidelines ¹	NRPB ²
Bækken AP	D_0	12,6		
	μ	0,23		
	0 år	110	200	
	1 år	260		500
	5 år	375	900	600
	10 år	590		700
	15 år	1310		2000
Thorax AP	D_0	23		
	μ	0,085		
	0 år	50	80	50
	1 år	70		50
	5 år	80	100	70
	10 år	95		120
	15 år	125		
Thorax LAT	D_0	13,7		
	μ	0,13		
	0 år	46		
	1 år	75		
	5 år	95	200	
	10 år	120		
	15 år	190		

¹ Fra [5]

² Fra [6]

Til at give referencedosernes afhængighed af patientstørrelse bruges dæmpningskoefficienten (parameteren μ i formel (5)) sammen med den ækvivalente diameter. Derud-

over anvendes en referencedosis konstant, der bestemmes som 75 %-fraktilen af dosis konstanterne for de 5 sygehuse.

Dæmpningskoefficienter og referencedosis konstanter er givet i tabel 6.

Ud fra referencedosis konstanter og effektive dæmpningskoefficienter kan referencedoser for standardpatienter bestemmes ved brug af formel (5), og disse referencedoser er også givet i tabel 6. Tallene er udelukkende afrundet til nærmeste 5 μGy . Yderligere afrunding er undgået for at muliggøre interpolation til referencedoser for mellemliggende alderstrin.

Tabel 6 indeholder også tidligere referencedoser fra europæiske guidelines [5] og NRPB [6] til sammenligning. Det ses, at de her fastsatte referencedoser konsekvent ligger under referencedoserne fra de europæiske guidelines. Desuden ligger de under NRPBs referencedoser undtagen værdien for Thorax AP for 5-årige, som er en anelse højere.

6 Konklusion

På baggrund af målinger af patientdoser for pædiatriske patienter på 5 danske sygehuse er der opstillet referencedoser for 3 undersøgelsestyper: Bækken AP samt Thorax AP og Lat. De opstillede referencedoser er på nær en enkelt lavere end tidligere opstillede referencedoser fra EU og NRPB.

Baseret på de målte doser sammenholdt med den opnåede billedkvalitet for Thorax kan brug af ekstra filtrering fortsat anbefales. Ligeledes kan brug af airgab i stedet for raster anbefales.

Der er signifikante forskelle på de målte doser for de enkelte sygehuse, og i nogle tilfælde også inden for det samme sygehus. I flere tilfælde gives der f.eks. højere doser ved optagelser foretaget med transportabelt udstyr uden for røntgenafdelingen.

7 Litteratur

1

Council directive 97/43/EURATOM of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure

2

Sundhedsstyrelsens bekendtgørelse nr. 975 af 16. december 1998 om medicinske røntgenanlæg til undersøgelse af patienter

3

P.t. givet i "Vejledning om referencedoser for røntgenundersøgelser, 26. marts 2001"

4

G. Saxebøl & H.M. Olerud: "Nordic guidance levels for patient doses in diagnostic radiology", 1996, SIS

5

M.M. Kohn, B.M. Moores, H. Schibilla, K. Schneider, H.S. Stender, F.E. Stieve, D. Teunen & B. Wall: "European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics" ed., 1996, ECSC-EC-EAEC

6

D. Hart, B.F. Wall, P.C. Shrimpton, D.R. Bungay & D.R. Dance: "Reference doses and patient size in paediatric radiology", 2000, National Radiological Protection Board

7

J.H.E. Carmichael, C. Maccia, B.M. Moores, J.W. Oestmann, H. Schibilla, D. Teunen, R. Van Tiggelen & B. Wall: "European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images" ed., 1996, ECSC-EC-EAEC

8

J. George, J.P. Eatough, P.J. Mountford, C.J. Koller, J. Oxtoby & G. Frain: Patient dose optimization in plain radiography based on standard exposure factors, Br. J. Radiol. 77 (2004) 858-863

9

B.A. Lindskoug: Reference Man in Diagnostic Radiology Dosimetry, Radiat. Prot. Dosimetry 43 (1992) 111-114

10

Dansk Pædiatrisk Selskab (2004):
<http://www.paediatri.dk/vejledninger/vaekstkurver.htm>.

8 Appendiks

Appendiks A

I dette appendiks gives grundlaget for at beskrive indgangsdosis som en funktion af den ækvivalente diameter. Desuden gives en mere detaljeret beskrivelse af, hvordan kurvetilpasningen er udført for data i rapporten.

Dæmpningen i patienten antages at være eksponentiel og givet ved en lineær dæmpningskoefficient, m , der er afhængig af, hvilken del af kroppen, der røntgenfotograferes. Desuden antages dosis at falde med kvadratet på afstanden fra røntgenrørets fokus. Dosis på udgangssiden af patienten vil således være givet ved [1]:

$$D_{exit} = ESD \cdot e^{-m \cdot d} \cdot \left(\frac{FOA}{FOA+d}\right)^2, \quad (\text{A.1})$$

hvor d er tykkelsen af den givne del af kroppen. Bidraget fra afstandskvadratet er lille i forhold til bidraget fra det eksponentielle led, og afstandskvadratet kan med god tilnærmelse optages i det eksponentielle led [1], dvs.:

$$D_{exit} = ESD \cdot e^{-\mu' \cdot d}, \quad (\text{A.2})$$

hvor den effektive lineære dæmpningskoefficient, μ' , indeholder både den lineære dæmpningskoefficient og et bidrag fra afstandskvadratloven.

Hart et al. [1] har bestemt den effektive dæmpningskoefficient for forskellige vævstyper som funktion af højspænding og feltstørrelse både ud fra målinger på fantom og ud fra Monte Carlo beregninger. Repræsentative værdier er givet i tabel A.1.

Tabel A.1 Effektive dæmpningskoefficienter (μ'), korrektionsfaktorer for diameter (α) og resulterende dæmpningskoefficienter (μ) for de tre undersøgelsestyper, der er analyseret i denne rapport

	μ' [1]	α	μ (NRPB)	μ
Bækken AP	0,20 - 0,29	1,21	0,24 - 0,35	0,23
Thorax AP/PA	0,09 - 0,13	0,77	0,07 - 0,10	0,085
Thorax LAT	0,09 - 0,13	1,45	0,13 - 0,19	0,131

For et givet røntgenudstyr må dosis til detektoren for en bestemt optagelsestype forventes at være stort set konstant – bestemt af følsomheden af detektorsystemet. Det antages derfor, at også udgangsdosis er konstant, og dermed bliver indgangsdosis en funktion af patienttykkelsen:

$$ESD = D_{exit} \cdot e^{\mu' \cdot d} \quad (\text{A.3})$$

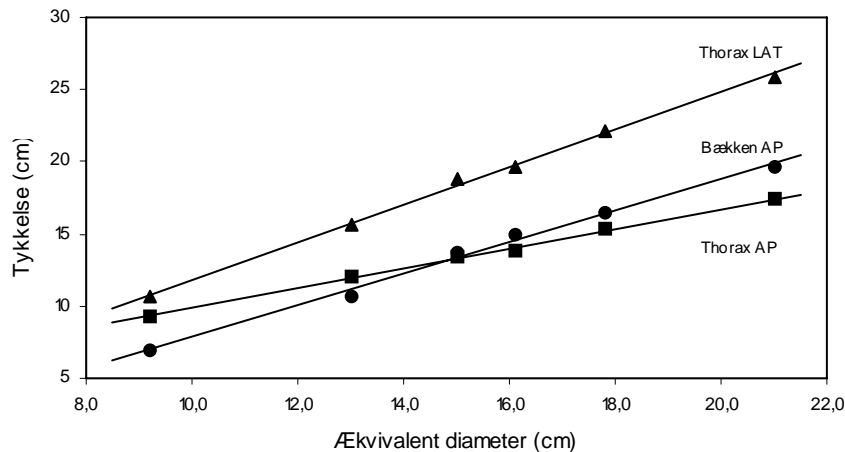
Patienttykkelsen kendes ikke eksakt for alle patienter, men kan tilnærmes ved hjælp af den ækvivalente diameter. Middelværdier for tykkelsen for forskellige projektioner for pædiatriske patienter er samlet af Bohmann [2]. Værdierne er plottet i figur A.1 som

funktion af den ækvivalente diameter, og det ses, at tykkelserne varierer tilnærmelsesvist lineært med den ækvivalente diameter, dvs.:

$$d = \alpha \cdot d_{\text{ækv}} + \beta \quad (\text{A.4})$$

Hældningskoefficienterne (α) fra figur A.1 kan betragtes som korrektionsfaktorer for diameter, og de er vist i tabel A.1.

Figur A.1 Tykkelser som funktion af ækvivalent diameter. Målepunkter er baseret på data om højde, vægt og tykkelser fra [2], linjer er baseret på lineær regression mellem målepunkterne.



Ved indsættelse af (A.4) i udtrykket for indgangsdosis, (A.3), fås:

$$\begin{aligned}
 ESD &= D_{\text{exit}} \cdot e^{\mu \cdot d} = D_{\text{exit}} \cdot e^{\mu' \cdot (\alpha \cdot d_{\text{ækv}} + \beta)} = D_{\text{exit}} \cdot e^{\mu' \cdot \beta} \cdot e^{\mu' \cdot \alpha \cdot d_{\text{ækv}}} \\
 \Downarrow \\
 ESD &= D_0 \cdot e^{\mu \cdot d_{\text{ækv}}}
 \end{aligned} \quad (\text{A.5})$$

hvor

$$D_0 = D_{\text{exit}} \cdot e^{\mu' \cdot \beta} \quad \text{og} \quad \mu = \mu' \cdot \alpha \quad (\text{A.6})$$

Ligning (A.5) kan således anvendes ved tilpasning af indgangsdosis som funktion af den ækvivalente diameter. Dosiskoefficienten, D_0 , bestemmer dosisniveauet, mens dæmpningskoefficienten, μ , giver afhængigheden af patientstørrelsen. De fundne dæmpningskoefficienter kan sammenlignes med værdier baseret på resultater af målinger og beregninger udført af Hart et al. [1], vist i kolonnen μ (NRPB) i tabel A.1

For hvert sygehus og undersøgelsestype er de målte doser afbildet som funktion af ækvivalent diameter, og en eksponentialfunktion er tilpasset. I nogle tilfælde ligger datapunkterne i distinkte grupper svarende til forskelligt udstyr/forskellige rum, og i disse tilfælde fittes en kurve til hver gruppe af data. Fra hver af de tilpassede kurver fås en dæmpningskoefficient, og en fælles middeldæmpningskoefficient for den enkelte

undersøgelsestype fås som gennemsnittet af dæmpningskoefficienterne fra de enkelte sygehuse. De fundne middeldæmpningskoefficienter for de analyserede undersøgelsestyper er vist i sidste kolonne i tabel A.1, samt i tabellerne 4 og 6 i selve rapporten. Det ses at værdierne for thorax stemmer godt overens med værdier fra [1], mens værdien for bækken er lidt lavere.

For hvert sygehus (for det enkelte rum, hvor der er tilpasset flere kurver) bestemmes dosiskoefficienten for den enkelte undersøgelsestype ved at tilpasse en eksponentialfunktion med dæmpningskoefficienten givet ved middeldæmpningskoefficienten. Hvor der er bestemt dosiskoefficienter for flere rum, bestemmes dosiskoefficienten for sygehuset som gennemsnittet af koefficienterne for de enkelte rum vægtet med antallet af undersøgelser. De fundne dosiskoefficienter er vist i rapportens tabel 4.

Litteratur

1

D. Hart, B.F. Wall, P.C. Shrimpton, D.R. Bungay & D.R. Dance: "Reference doses and patient size in paediatric radiology", 2000, National Radiological Protection Board

2

I. Bohmann: "Ermittlung der Durchstrahlungsdurchmesser bei Säuglingen, Kindern und Jugendlichen zur Aufstellung von Belichtungswerten in der Röntgendiagnostik und Abschätzung der Organdosiswerte bei typischen Röntgenuntersuchungen", 1990, Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung

Appendiks B

Thorax																	
Afdeling/alder	kV	mAs	positionering	focus str.	FFA cm	raster +/-	egen filtrering	ekstern filtrering	system								
Afd.A																	
0 år	70	0,5	ligge/AP	fin	150	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
0 år	70	1	ligge/lat	fin	150	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
1 år	90	0,5-1	sidde/stå/AP	fin	150	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
1 år	90	1,0-2,0	sidde/stå/lat	fin	150	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
5 år	100	1,0-1,6	sidde/stå/AP	fin	150	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
5 år	100	2,0-3,0	sidde/stå/lat	fin	150	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
10 år	110	1,6-2,5	sidde/stå/AP	fin	150	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
10 år	110	2,0-4,0	sidde/stå/lat	fin	150	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
Afd.B																	
0 år	95	0,8-1,2	ligge/AP	grov	120-150	-	3,0 mmAl	ingen	CR								
0 år																	
1 år	116	2	sidde/AP	grov	200	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
1 år	130	2	sidde/lat	grov	200	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
5 år	130	2	stå/AP	grov	200	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
5 år	141	4	stå/lat	grov	200	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
10 år	130	2	stå/PA	grov	200	+	3,0 mmAl	ingen	CR								
10 år	141	4	stå/lat	grov	200	+	3,0 mmAl	ingen	CR								

Thorax																					
Afd.C																					
0 år	90	2	ligge/AP	grov	100	-	3,5 mmAl	1mmAl + 0,2 mmCl												DR	
0 år	90	2,2	ligge/AP	grov	100	-	3,5 mmAl	1mmAl + 0,2 mmCl													DR
1 år	90	2	stå/AP	grov	100	-	3,5 mmAl	1mmAl + 0,2 mmCl													DR
1 år	90	2,4	stå/lat	grov	100	-	3,5 mmAl	1mmAl + 0,2 mmCl													DR
5 år	93	2	stå/AP	grov	180	+	3,5 mmAl	1mmAl + 0,2 mmCl													DR
5 år	93	2,2	stå/lat	grov	180	+	3,5 mmAl	1mmAl + 0,2 mmCl													DR
10 år	109	auto	stå/AP	grov	180	+	3,5 mmAl	1mmAl + 0,2 mmCl													DR
10 år	117	auto	stå/lat	grov	180	+	3,5 mmAl	1mmAl + 0,2 mmCl													DR
Afd.D																					
0 år	70	0,7	ligge/AP	fin	100	-	3,2 mmAl	2,0 mmAl													CR
0 år	70	0,7	ligge/AP	grov	100	-	3,0 mmAl	ingen													CR
1 år	133	1	sidde/AP	fin	338	airgab	3,2 mmAl	ingen													CR
1 år																					
5 år	137	1,4	stå/AP/PA	fin	338	airgab	3,2 mmAl	ingen													CR
5 år	137	4	stå/lat	fin	338	airgab	3,2 mmAl	ingen													CR
10 år	150	1,8	stå/PA	fin	338	airgab	3,2 mmAl	ingen													CR
10 år	150	5,6	stå/lat	fin	338	airgab	3,2 mmAl	ingen													CR
Afd.E																					
0 år	63	1,6	ligge/AP	fin	85	-	4,2 mm Al	ingen													konv.
0 år																					
1 år	107	auto	sidde/AP	fin	200	+	3 mm Al	ingen													konv.
1 år	107	auto	sidde/lat	fin	200	+	3 mm Al	ingen													konv.
5 år	120	auto	stå/PA	fin	200	+	3 mmAl	ingen													konv.
5 år	120	auto	stå/lat	fin	200	+	3 mmAl	ingen													konv.
10 år	120	auto	stå/PA	fin	200	+	3 mm Al	ingen													konv.
10 år	120	auto	stå/lat	fin	200	+	3 mm Al	ingen													konv.

Bækken																						
Afd.C																						
0 år	50	6,3-8,0	AP	fin	110	-	3,5 mmAl	2,0 mmAl													CR	
0 år	50	6,3-8,0	Lauenstein	fin	110	-	3,5 mmAl	2,0 mmAl														CR
1 år	52	10	AP	fin	110	-	3,5 mmAl	2,0 mmAl														CR
1 år	52	10	Lauenstein	fin	110	-	3,5 mmAl	2,0 mmAl														CR
5 år	57	20	AP	fin	110		3,5 mmAl	2,0 mmAl														CR
5 år	57	20	Lauenstein	fin	110		3,5 mmAl	2,0 mmAl														CR
10 år	60	25	AP	grov	110	+	3,5 mmAl	2,0 mmAl														CR
10 år	60	25	Lauenstein	grov	110	+	3,5 mmAl	2,0 mmAl														CR
Afd.D																						
0 år	50	3,6	ligge/AP	fin	110	-	3,2 mmAl	ingen														CR
0 år																						
1 år	50	4	ligge/AP	fin	110	-	3,2 mmAl	ingen														CR
1 år																						
5 år	70	5	ligge/AP	fin	110	-	3,2 mmAl	ingen														CR
5 år																						
10 år	77	7	ligge/AP	grov	110	+	3,2 mmAl	ingen														CR
10 år																						
Afd.E																						
0 år	48	1,3	AP	fin	110	-	3,0 mmAl	ingen														konv.
0 år	48	1,3	evt. Lauenstein	fin	110	-	3,0 mmAl	ingen														konv.
1 år	48	3,2	AP	fin	110	-	3,0 mmAl	ingen														konv.
1 år	48	3,2	evt. Lauenstein	fin	110	-	3,0 mmAl	ingen														konv.
5 år	48	5	AP	fin	110	-	3,0 mmAl	ingen														konv.
5 år	48	5	evt. Lauenstein	fin	110	-	3,0 mmAl	ingen														konv.
10 år	50	8	AP	fin	110	-	3,0 mmAl	ingen														konv.
10 år	50	8	evt. Lauenstein	fin	110	-	3,0 mmAl	ingen														konv.

Appendiks C

Kontaktpersoner i projektgruppen

Fra afdelingerne:

Radiograf Elsa de Lony, Amtssygehuset i Glostrup
Overlæge Vivi-Ann Herss Nielsen, Hillerød Sygehus
Radiograf Jesper Christiansen, Hillerød Sygehus
Overlæge Mette Ramsdal Poulsen, Odense Universitetshospital
Radiograf Dorthe Villumsen, Odense Universitetshospital
Overlæge Karin Kastberg Petersen, Skejby Sygehus
Radiograf Jannie B. S. Larsen, Skejby Sygehus
Overlæge Graziella Andersen, Aalborg Sygehus Nord
Radiograf Lene Bülow, Aalborg Sygehus Nord

Repræsentant for fysikere:

Hans Bomholt Rasmussen, Fyns Amt

SIS:

Sektionsleder Peter Grøn
Fysiker Hanne N. Waltenburg

Publikationen beskriver en metode til bestemmelse af de doser, der gives ved konventionelle røntgenundersøgelser af børn, sammen med resultater fra 5 sygehuse. Ud fra de indsamlede doser fremlægges et forslag til referencedoser for røntgenundersøgelser af børn.

www.sis.dk

Statens Institut for Strålehygiejne
Sundhedsstyrelsen
Knapholm 7
2730 Herlev
Telefon 44 54 34 54
Telefax 44 54 34 50
sis@sis.dk