



**LUNDS UNIVERSITET**  
Medicinska fakulteten

# Stråldos till barn som genomgår datortomografiundersökningar av huvudet

Litteraturstudie

Författare: Andreas Lynhagen

Handledare: Erna Törnqvist

Kandidatuppsats

Hösten 2018

Lunds universitet  
Medicinska fakulteten  
Programnämnden för omvårdnad, radiografi samt reproduktiv, perinatal  
och sexuell hälsa  
Box 157, 221 00 LUND

# Stråldos till barn som genomgår datortomografiundersökningar av huvudet

## Litteraturstudie

Författare: Andreas Lynhagen

Handledare: Erna Törnqvist

Kandidatuppsats

Hösten 2018

## Abstrakt

DT-undersökning av huvudet på barn blir allt mer vanligt vilket ökar de potentiella risker för skador som exponering av joniserande strålning innebär. Syftet med studien var att beskriva den mängd stråldos barn utsätts för vid datortomografiundersökningar av huvudet. En litteraturstudie genomfördes för att svara på syftet genom en analys av resultatet från åtta artiklar. Det sammanställda resultatet visade på spridda resultat av den effektiva dosen vid DT-undersökning av huvudet på barn. Användningen av vuxenprotokoll vid DT-huvudundersökning på barn var den beräknades stråldosen 39,2 mGy jämfört med 25,7 mGy för barnprotokoll. På grund av riskerna för skador orsakade av joniserande strålning är det viktigt att rätt protokoll används samt att undersökningen är optimerad.

## Nyckelord

Datortomografi, stråldos, huvud, barn, protokoll.

Lunds universitet  
Medicinska fakulteten  
Programnämnden för omvårdnad, radiografi samt reproduktiv, perinatal  
och sexuell hälsa  
Box 157, 221 00 LUND

# Innehållsförteckning

Innehållsförteckning .....	1
Introduktion .....	2
Problemområde .....	2
Bakgrund .....	2
Datortomografi .....	3
Joniserande strålning .....	5
Strålmätning .....	7
Diagnostiska referensnivåer .....	8
Syfte .....	8
Metod .....	8
Urval .....	9
Datainsamling .....	9
Dataanalys .....	11
Forskningsetiska avvägningar .....	11
Resultat .....	12
Protokoll .....	14
Ålder .....	15
Diskussion .....	16
Diskussion av vald metod .....	16
Diskussion av framtaget resultat .....	17
Slutsats och kliniska implikationer .....	20
Referenser .....	21
Bilaga 1 (2) .....	25
Bilaga 2 (2) .....	28

# Introduktion

## Problemområde

Datortomografin (DT) spelar stor roll för diagnostisering och uteslutning av olika sjukdomstillstånd hos patienter (Strålsäkerhetsmyndigheten [SSM], 2015). Allt eftersom tekniken har utvecklats inom datortomografin så har antalet datortomografiundersökningar ökat med cirka 36% mellan åren 2005 och 2008 (SSM, 2017). Den ökade användningen av DT-undersökningar vid diagnostisk radiologi beräknas fortsätta stiga med 5-10% per år. År 2005 genomfördes 651885 DT-undersökningar i Sverige varav 17453 var utförda på barn (SSM, 2008). Vid uppskattningsvis 42% av genomförda DT-undersökningarna på barn var det huvudet som undersöktes.

Risken för strålningsinducerad cancer ökar kumulativt med en ökad stråldos. En högre känslighet för joniserande strålning samt en längre förväntad överlevnadstid gör att barn löper större risk för utveckling av cancer. Lägsta nivå för exponering av joniserande strålning utan cancerrisk har inte kunnat påvisas (SSM, 2015). Enligt International Commission on Radiological Protection (ICRP, 2018) uppkommer direkta cellskador över ett visst tröskelvärde för bestrålat organ. Viktigt är att stråldosen till barn anpassas så att exponeringen av joniserande strålning hålls låg samtidigt som tillräcklig diagnostisk information erhålls. Det är viktigt att röntgensjuksköterskan är medveten om riskerna vid DT-undersökningar och har kunskapen om hur dessa minimeras.

## Bakgrund

### **Röntgensjuksköterskans profession och ansvar.**

Röntgensjuksköterskan som utför röntgenundersökningar måste ha kunskap inom en rad olika kompetensområden. Några av dessa kompetensområden är omvårdnad, den medicinska bilden, strålskydd och patientsäkerhet. Med rollen som röntgensjuksköterska kommer ett antal olika ansvar som ska följas. Ansvar så som att gällande strålskyddsföreskrifter följs, optimering av stråldos och tillämpning av strålskydd (Kompetensbeskrivning för

röntgensjuksköterskor, 2012). Optimering av stråldosen brukar förknippas med ALARA-principen (As low as is reasonably achievable). ALARA innebär att stråldosen skall hållas så låg som det är möjligt samtidigt som en optimal bildkvalitet erhålls för ställningstagande av diagnos (Seeram, 2009). Enligt 2§, kap. 3, i strålskyddslagen (SFS 2018:396) ska den som använder en metod med joniserande strålning se till att exponeringen är berättigad innan den utförs. I strålskyddslagen 5§, 3 kap. (SFS 2018:396) står det beskrivet att den som ansvarar för exponeringen av joniserande strålning till en människa ska optimera strålskyddet genom att begränsa sannolikheten för exponering, antalet som exponeras och storleken på den individuella stråldosen (SFS 2018:396). Det innebär att röntgensjuksköterskan ansvarar för att endast det undersökta barnet utsätts för joniserad strålning. Ifall det finns behov av personal eller närstående i undersökningsrummet vid undersökningen så skall den individuella stråldosen till dessa begränsas med tillämpning av strålskydd (Kompetensbeskrivning för röntgensjuksköterskor, 2012).

### *Datortomografi*

Idag används datortomografer i många olika situationer inom sjukvården där denna tekniken möjliggör avbildningen av människans anatomi i tunna snitt i olika plan. Datortomografer används för att identifiera t.ex. olika skador och sjukdomar så att rätt åtgärd kan sättas in (National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, u.å).

Datortomografen består av ett patientbord och ett gantry med en rad olika komponenter så som röntgenrör samt detektorer. Patienten ligger på patientbordet som kan röra sig fram och tillbaka i horisontell riktning (Seeram, 2009). I röntgenröret finns en katod som accelererar elektroner mot en anod som avger sin rörelseenergi som bromsstrålning samt karakteristisk röntgenstrålning (Isaksson, 2011). Denna strålning från röntgenröret passerar sedan genom patienten och attenueras (stoppas) olika mycket beroende på vilken del av kroppen som bestrålas. Vävnad med högre täthet och atomnummer kommer att attenuera mer joniserande strålning. Den mängd strålning som passerat genom patienten mäts sedan upp av detektorer på motsatt sida i gantryt. Under undersökningens gång roterar både röntgenröret och detektorerna, som finns inne i gantryt, runt patienten. Detektorerna omvandlar skillnaden i attenuering till elektriska signaler som i sin tur omvandlas till digital data. Den digitala datan

omvandlas antingen med filtrerad bakåtprojektion eller iterativa rekonstruktioner för att skapa en bild. Den framtagna bilden visas ofta i en gråskala, där skillnader i gråskala är skillnader i mängd attenuerad strålning i patienten (Seeram, 2009).

När en patient ska genomgå en DT-undersökning finns det en rad olika parametrar som kommer att spela in beroende på hur mycket strålning den patienten kommer bli utsatt för. Milliamperesekund (mAs) är en parameter, som innebär antalet fotoner som patienten exponeras med. En fördubbling av mAs ger en dubbelt så hög stråldos (Seeram, 2009). Detta påvisas i en studie av Bulla et al. (2011) där stråldosen vid olika mAs beräknats vid DT-sinusundersökningar. Vid användning av 48 mAs var DLP (Dose length product) 100 mGy\*cm och vid användning av 24 mAs var DLP 49,6 mGy\*cm (Bulla et al., 2011). Kilovolt (kV) innebär den energi som fotonerna har när de kommer ut från röntgenröret. En högre kV ger fotonerna högre energi vilket leder till att de lättare transmitterar (penetrerar) genom olika organ samt vävnader (Seeram, 2009).

Snabb utveckling av tekniken har gjort att det finns datortomografer med upp till 320 detektorrader jämfört med tidigare då antalet begränsades till ett fåtal rader (Bushong, 2013). Varje detektorrad består vanligtvis av cirka 600-900 detektorelement (ICRP, 2007a). Fler detektorrader hos datortomografen minskar undersökningstiden samtidigt som det ger en bättre bildupplösning. Vid DT-undersökningar kan bildkvaliteten förbättras samtidigt som stråldosen till patienten blir lägre genom användning av kollimatorer som filtrerar bort spridd strålning. Pitch är ett begrepp som innebär förhållandet mellan hur långt undersökningbordet rör sig per rotation av röntgenröret och strålfältets bredd. En lägre pitch ökar bildkvaliteten men ökar även stråldosen till patienten (Seeram, 2009). Automatic exposure control (AEC) (ICRP, 2000) används för att uppnå bra bildkvalitet samtidigt som stråldosen optimeras för undersökningen. AEC innebär att information från scanogrammet, som är en översiktssbild som tas innan bildtagning, används för att mäta upp storleken samt skillnad i attenuering av patienten. Denna informationen avgör hur mycket strålning som behövs i de olika delarna av patienten för att det skall resultera i en bild av god kvalitet. Nackdelar med denna teknik är om patienten positioneras fel, leder detta till felaktiga uträkningar samt för hög eller för låg stråldos till patienten i förhållande till en optimal diagnostisk bild (Seeram, 2009). I en studie av Kaasalainen, Palmu, Reijonen och Kortenesniemi (2013) gjordes mätningar på fantom vid DT-undersökning av bröstet där de mätte skillnaden i stråldoser beroende på positioneringen av fantomet i DT-maskinen vid användning av AEC. När ett fantom, som representerade ett

5-årigt barn, placerades 6 cm under optimal placering så beräknades stråldosen (CTDI<sub>vol</sub>) öka med 21%. Samma fantom uppmättes få 12% lägre stråldos (CTDI<sub>vol</sub>) ifall fantomet var placerat 6 cm över optimal placering. Felplacering i höjddled påverkade inte bara stråldosen utan påverkade även bildkvaliteten negativt (Kaasalainen et al., 2013)

Vid Lunds universitetssjukhus används flera olika protokoll för DT-undersökningar av huvudet utan användningen av kontrastmedel. För barn mellan 0-12 månader används ett protokoll med referensparametrarna 120 kV, 265 mAs och en pitch på 0,6. Referensparametrarna i protokollet för barn mellan 1-11 år är 120 kV, 350 mAs och 0,6 pitch. DT-huvudundersökning av barn mellan 12-16 år används protokoll med referensparametrarna 120 kV, 330 mAs och pitch 0,55. För alla tre protokollen användes kollimeringen 128\*0,6 mm och rotationstiden 1,0 sekunder. Motsvarande protokoll för vuxna genomförs med 120 kV, 378 mAs som referens, kollimeringen 64\*0,625 mm, 0,392 pitch och 0,4 sekunders rotationstid. Baserat på ett fantom av ett huvud med diametern 16cm har stråldosen beräknats, utifrån parametrarna från vuxenprotokollet, till CTDI<sub>vol</sub> 48,8 mGy och DLP 958 mGy\*cm (Metodbok, 2018).

## Joniserande strålning

Isaksson (2011) beskriver strålning som en form av energitransport. Joniserande strålning innebär att en strålning har tillräckligt hög energi för att jonisera en atom. Joniseringen av en atom betyder att en elektron avlägsnas från sin omloppsbana kring atomen. Detta ändrar på atomens egenskaper som i sin tur kan leda till skador på cellen, och i vissa fall celledöd (Bushong, 2013). Att genomgå en DT-undersökning medför därmed hälsorisker.

Då ett organ eller vävnad blir utsatt för joniserande strålning brukar de effekter som kan uppstå delas upp i två kategorier. Dessa är deterministiska och stokastiska effekter. Deterministiska effekter är förutsägbara skador då de är direkt relaterade till en ökad stråldos. Högre stråldoser ger värre skador. Eftersom dessa effekter är förutsägbara finns det olika tröskelvärden för olika celltyper. En exponering av joniserande strålning under tröskelvärdet leder inte till några deterministiska effekter (ICRP, 2007b). Stokastiska effekter är olika de deterministiska effekter då de är slumpmässiga och inget tröskelvärde för skada kan anges. Således kan höga som låga stråldoser utgöra en risk, men risken för skada ökar med ökande

stråldoser. Istället för att en cell dör kan dess DNA ta skada. Lyckas cellen inte reparera skadan leder det till mutation. Beroende på vilken cell som skadats leder det till cancer eller hereditära skador (Isaksson, 2011).

Det finns olika sorters begrepp för stråldos beroende på vad som är intressant att ta reda på. Således används det inte samma storhet för alla sätt att uttrycka mängden strålning. Av dessa är absorberad dos den grundläggande (Isaksson, 2011). Den absorberade dosen har enheten Joule/kg (J/kg). Tidigare användes rad(r) för att beskriva den absorberade dosen. Idag används istället Gray(Gy) som är uppkallad efter radiologen Louis Gray. 1 Gy är detsamma som 1 J/kg. Absorberad dos är därför den mängd energi som absorberats över en viss massa. (Seeram, 2009).

Eftersom det finns olika typer av strålning, med olika energier och egenskaper, samt att kroppens organ är olika känsliga för exponering av joniserande strålning så har begreppen ekvivalent och effektiv dos tagits fram. Strålsäkerhetsmyndigheten och ICRP's 103 publikation (SSM, 2017; ICRP, 2007b) har beskrivit viktningsfaktorerna för olika strålslag och energiområde samt viktningsfaktorerna för människans vävnader eller organ. Exempel på viktningsfaktorer för olika strålslag är 1 för fotoner, 2 för protoner och 20 för alfapartiklar. Viktningsfaktorerna multipliceras med den genomsnittliga absorberade dosen i en vävnad eller organ för uppskatta risken för skada (ICRP, 2007b). Det finns även framtaget viktningsfaktorer beroende på ålder (SSM, 2017). Vid DT-undersökningar av huvudet är viktningsfaktorn högst för nyfödda barn på 0,011 och lägst för vuxna patienter på 0,0021 (SSM, 2017). Ekvivalent dos är medelvärdet av den absorberade dosen till ett organ eller vävnad beroende på vilken energi och strålslag som använts. Effektiv dos fås genom multiplicering av den ekvivalenta dosen med viktningsfaktorerna för det bestrålade organet. Eftersom viktningsfaktorerna inte har några enheter så beräknas även dessa doser i enheten J/kg. Då dessa doser visar på hur organ och vävnader påverkas av joniserad strålning har de fått namnet Sievert (Sv) för att skilja dem från den absorberade dosen (Isaksson, 2011).

Bushong (2013) beskriver kort om strålkänligheten hos olika organ och vävnader samt risken för skada vid bestrålning under en kortare tidsperiod beroende på strålmängden. Några av de mest strålkänliga organ och vävnader som nämns är lymfvävnad, benmärg och gonader där skador ses redan vid stråldoser på 2 Gy. Mellan 10-50 Gy ses skador på till exempel ögonlinsen och tyroidea medan muskel- och hjärnvävnad anses vara mindre känsliga för



strålning då skador inte påvisats under 50Gy (Bushong, 2013). I en studie av Stein, Hurst och Sonnad (2008) beskrivs risken för att, under sin livstid, utveckla cancertumör i hjärnan efter en DT-undersökning av huvudet. Risken beskrivs utifrån åldern vid exponeringen för joniserande strålning. Denna risken för att utveckla cancertumör i hjärnan uppskattades vara högst för de som exponerats vid ett års ålder (0,22%) och lägst för de som exponerats efter 20-års ålder (0,04%) (Stein et al., 2008).

### *Strålmätning*

Inom datortomografi finns det ett flertal sätt att mäta stråldosen på. En av dem vanligaste mätmetoderna är Thermoluminescence Dosimetry (TLD) där luminiscens innebär emitteringen av ljus från ett material. När det kristallformade materialet blivit bestrålat avger strålningen energi som får elektroner att excitera, där sedan vissa av dessa elektroner avger energin och återgår till sitt bundna tillstånd. Vissa av elektronerna kommer dock fastna i olika energinivåer där de inte kan avge sin energi. Dessa elektroner lagras i kristallen som sedan, vid upphettning, återgår till sitt bundna tillstånd. Elektronerna avger sin energi i form av fotoner (Isaksson, 2011). Vid upphettningen mäter ett PM-rör upp antalet utsända fotoner som är direkt proportionellt mot bestrålningen av kristallen. Det vanligaste ämnet som används vid TLD är lithiumflourid (LiF). Uppmätta doser med användningen av lithiumflourid nämns av Bushong (2013) ha en felmarginal på runt högst 5% vid stråldoser över 100mGy. Ett annat sätt att mäta stråldosen är genom Optically Stimulated Luminescence Dosimetry (OSL). Denna mätmetoden använder sig av ämnet aluminiumoxid ( $Al_2O_3$ ). OSL och TLD fungerar på liknande sätt där den största skillnaden mellan mätmetoderna är att OSL kan uppmäta stråldoser så låga som  $10\mu Gy$  medan TLD är begränsad till  $50\mu Gy$  (Bushong, 2013). Ibland används istället en RaySafe Xi detektor. Vid DT är detektorn en jonkammare som kan placeras inuti ett fantom för att mäta CTDI och DLP (RaySafe, 2018).

De två sätt som rekommenderas för att ange stråldosen vid datortomografi är Computed tomography dose index (CTDI) och Dose length product (DLP) (ICRP, 2017). CTDI är den genomsnittliga absorberade stråldosen i en horisontell riktning z vid ett scan baserat på två standaliserade fantom. Ett fantom som har 16 cm i diameter och ett annat med diametern 32 cm. Ur CTDI framtofs begreppen  $CTDI_{100}$  och  $CTDI_w$ .  $CTDI_{100}$  som mäter över en 100 mm lång jonkammare och  $CTDI_w$  mäter genomsnittliga absorberade stråldosen i riktningarna x samt y. Vid uppskattningen av stråldosen till en volym användes  $CTDI_w$  dividerat med pitch

för att få fram  $CTDI_{vol}$ . Då  $CTDI_{vol}$  endast är för ett snitt används Dose length product (DLP) för att uppskatta stråldosen i ett helt scan. DLP fås genom multiplicering av scanlängden och värdet för  $CTDI_{vol}$ . ICRP (2007a) förklarar att dessa beskrivningar av doser inte skall användas för bestämningen av dosen till en enskild patient. Dessa används som jämförelse med referensdoser av samma undersökning (ICRP, 2007a).

## Diagnostiska referensnivåer

Med diagnostisk referensnivå (DRN) menas en fastställd dosnivå för en viss undersökning. Detta är till för att se om de undersökningar som utför inte bestrålar patienterna onödigt mycket men inte heller för lite för så att det påverkar diagnostiseringen negativt. Vid DT-huvud utan kontrast har SSM (2018) delat upp DRN i tre kategorier beroende på åldern på den som blir undersökt. Det finns beskrivet en referensnivå för både värdet av  $CTDI_{vol}$  samt DLP vid undersökning av DT-huvud utan kontrast. För patienter mellan 0-48 månader så är de övre referensnivåerna 32mGy  $CTDI_{vol}$ , 600mGy\*cm DLP och de nedre 16mGy  $CTDI_{vol}$ , 200mGy\*cm DLP. För patienter mellan 4-15 år är de övre referensnivåerna 48mGy  $CTDI_{vol}$ , 800 mGy\*cm och de nedre är 24mGy  $CTDI_{vol}$ , 400mGy\*cm. För patienter över 16-års ålder är de övre värdena 60mGy  $CTDI_{vol}$ , 1000mGy\*cm DLP och de nedre 30mGy  $CTDI_{vol}$ , 500mGy\*cm DLP (SSM, 2018).

## Syfte

Syftet med studien var att beskriva den mängd stråldos barn utsätts för vid datortomografi undersökningar av huvudet.

## Metod

Studien utfördes som en litteraturstudie. En litteraturstudie beskrivs av Polit och Beck (2006) vara en metod för fördjupning av kunskaperna inom ett specifikt område. Med en

litteraturstudie kan det påvisas vad som tidigare är känt samt okänt inom ett område och beskriva betydelsen av att ny forskning bedrivs.

## Urval

Studien utfördes som en litteraturstudie där 8 artiklar infattats . I studien inkluderades artiklar som mätte stråldosen till barn vid datortomografiundersökningar av huvudet. Åldern hos barnen skulle vara mellan 0-18 år. Artiklar som togs med i studien skulle inte vara mer än 10 år gamla, det vill säga inte publicerade innan 2008. Artiklarna skulle vara publicerade på engelska. Undersökningarna skulle inkludera hela hjärnan. Val av annan modalitet än datortomografi exkluderades. I denna studie har reviewartiklar exkluderats.

Databaser som användes var Medline (PubMed) och CINAHL(Cumulative Index of Nursing and Allied Health), där PubMed är en version av Medline. PubMed är en bred databas för medicin samt omvårdnad där de flesta av dokumenten är vetenskapliga tidskrifter. CINAHL är specialicerad på omvårdnadsforskning med mestadels vetenskapliga tidskriftartiklar (Forsberg & Wengström, 2017). Det finns artiklar som är publicerade i båda databaserna, då exkluderades de som hittades i CINAHL.

## Datainsamling

Vid sökning användes två MeSH-termer, dessa var *Radiation Dosage* samt *Child*. För dessa MeSH-termer, ses i tabell 1, användes inga Sub-headings då det begränsade antalet träffar mer än önskvärt. Trunkering gjordes av ordet "child" i CINAHL för att hitta träffar för ordet oberoende på dess böjning. Trunkering innebär möjligheten att inkludera sökträffar från ordets alla olika böjningsformer (Friberg, 2017). Fritextsökning gjordes för sökorden *Pediatric radiology, brain, head, CT* och *Computed tomography* i PubMed. I CINAHL gjordes fritextsökning för sökorden *Pediatric radiology,CT Head* och *Radiation dosage*. Booleska sökord som AND och OR (Friberg, 2017) användes vid artikelsökningen för att hitta artiklar som stämde in på syftet. Sökningen resulterade i 85 träffar i PubMed och 71 i CINAHL där titlarna lästes för samtliga artiklar. Av dessa valdes de abstract som ansågs relevanta för litteraturstudien. Från sökningarna lästes totalt 41 abstract från resultatet av sökningarna från Pubmed och 26 från CINAHL, varav 18 respektive 2 av dessa lästes i fulltext och kvalitetgranskades. Sökningarna i CINAHL (tabell 2) resulterade i åtta dubletter som redan

funnits i PubMed. Frågor som använts för att granska ifall artiklarna var av god kvalitet beskrivs av Friberg (2017). Granskningsfrågorna är baserade på studier med kvantitativ ansats och finns beskrivet i bilaga 2. Totalt sett så har 20 artiklar granskats utifrån frågorna beskrivet av Friberg (2017). Utifrån dessa frågor kunde artiklarna bedömmas vara av låg, medelhög eller hög kvalitet. Från detta räknades totalpoängen ut där hög kvalitet motsvarade 80-100%, medelhög motsvarade 70-79% och låg motsvarade <69%. Av de 20 artiklarna som granskades ansågs sju av de vara av hög kvalitet och en av medel kvalitet och inkluderas därför i denna studies resultat.

**Tabell 1** Resultat från sökning i Medline

PubMed	Sökord	Antal träffar	Lästa abstract	Lästa i fulltext	Granskade	Inkluderade I resultatet
#1	“Child” [MeSH]	1797169				
#2	Pediatric Radiology	21780				
#3	“Radiation dosage” [MeSH]	79829				
#4	Brain OR Head	2357571				
#5	CT OR Computed Tomography	716500				
#6	#1 AND #2 AND #3 AND #4 AND #5	85	41	18	18	8

**Tabell 2** Resultat från sökning i CINAHL

CINAHL	Sökord	Antal träffar	Lästa abstract	Lästa i fulltext	Granskade	Inkluderade I resultatet
#1	Child*	664377				
#2	Pediatric radiology	930				
#3	CT Head	3716				
#4	Radiation dosage	16953				
#5	#2 AND #3 AND #4	4*	0	0	0	0
#6	#1 AND #3 AND #4	67**	26	2	2	0

\*4 av artiklarna var dubletter från Medline

\*\*4 av artiklarna var dubletter från Medline

## Dataanalys

För att sammanställa resultatet gjordes en integrerad analys (Kristensson, 2014). Den integrerade analysen gjordes genom att först läsa igenom artiklarna flera gånger för att få en överskådlig förståelse av deras innehåll (Kristensson, 2014). En sammanställning gjordes av de åtta artiklarna i form av en tabell (bilaga 1) som beskriver artiklarnas titel, syfte, metod och resultat. Därefter lästes än en gång artiklarna igenom flera gånger för att kunna plocka ut likheter och skillnader mellan de. Slutligen delades resultaten från de olika artiklarna upp i kategorier utefter de likheter och skillnader som hittats. Utifrån resultaten i artiklarna har två kategorier identifierats vilket är *skillnader i beräknade stråldoser till barn av olika åldrar* och *skillnader i beräknade stråldoser beroende på användning av olika protokoll*.

## Forskningsetiska avvägningar

Vid utförandet av vetenskaplig forskning finns ett flertal etiska aspekter att ta hänsyn till, dessa beskrivs utförligt av det Humanistisk-samhällsvetenskapliga forskningsrådet (1990). Där nämns att en av utgångspunkterna är att individer inte får utsättas för någon skada, förödmjukelse eller kränkning. Det är forskarens ansvar att nyttan av forskningen som bedrivs bedöms vara högre än eventuella risker. Humanistisk-samhällsvetenskapliga forskningsrådet (1990) delar upp fyra huvudkrav som skall uppfyllas för att forskningen skall kunna anses etiskt utförd. Deltagare skall vara informerade om forskningens syfte och få deras samtycke om att delta i den. Det skall tydligt framgå att deltagandet är frivilligt och att det därmed är upp till individen att själv bestämma ifall den vill delta. Deltagares personuppgifter skall hållas ifrån obehöriga samt att den information som samlats in endast får användas i forskningssyfte.

De artiklar som tagits med i denna litteraturstudie, där patientdata har samlats in, skall vara godkända av en etisk kommitté. Av de 20 artiklarna som kvalitetsgranskats fanns inget godkännande av en etisk kommitté för tre av dessa artiklar varför de exkluderades. Av de resterande artiklarna var de antingen godkända av en etisk kommitté eller så bedrevs forskningen på fantom. De fallen där fantom användes, det vill säga inga patienter var närvarande i studien, inkluderades även om etiskt godkännande inte nämnts. Utfördes en studie både på fantom samt patienter skulle godkännande av etisk kommitté finnas beskrivet.

Alla artiklar som slutligen användes för att sammanställa resultatet i denna studie har fått ett etiskt godkännande (Vetenskapsrådet, 2002).

## Resultat

Nedan ses en tabell (tabell 3) som kort sammanställer de åtta artiklarna som inkluderats. Vilka mätvärden som samlats in samt hur insamlingen gått till beskrivs. Tabellen visar även ifall artiklarna innefattar fantom eller patienter. Det visas även på skillnader i stråldoser till barn vid DT-undersökningar av huvudet beroende på olika faktorer.

**Tabell 3** Sammanställning av artiklarnas metoder, jämförelser och stråldoser.

Artikel	Metod för insamling av mätvärden	Fantom/patient	Mätvariabler	Exponeringsautomatik	Jämförelse	Stråldos
De Bondt et al.(1)	Retrospektivt, CTDIvol, DLP	Patient	80-120 kV, 10-400mAs, Pitch 0,53-0,93, 16-64 <sup>b</sup>	Ja	Lokala stråldoser på tre olika sjukhus och internationella DRN	CTDIvol: 8,7-34,9 mGy <sup>a</sup> , DLP: 141-570 mGy*cm <sup>a</sup>
Thomas et al. (2)	Retrospektivt, DLP, Effektiv dos	Patient	120kV, 120-240 mAs Axial 8 <sup>b</sup>	Ej angivet	Effektiv dos till olika åldrar	DLP: 383-680 mGy*cm Effektiv dos: 1,4-4.2 mSv
Yamauchi-Kawaura et al.(3)	Fotodiod-dosimeter, CTDIvol, DLP, Effektiv dos	Fantom	19 olika maskiner, 120 kV, 100-300 mAs, Axial (Spiral pitch 0,469-0,6), 2-320 <sup>b</sup>	Ej angivet	Stråldoser vid olika maskiner. Stråldoser till olika organ	CTDIvol: 14,1-70 mGy, DLP: 252-840 mGy*cm, Effektiv dos:1,9 mSv
Feng et al.(4)	TLD, CTDI vol, effektiv dos	Fantom	100kV, 200 mAs Axial 64 <sup>b</sup>	Ej angivet	Stråldoser till olika organ	0,7 mSv
Granata et al.(5)	Retrospektivt, CTDIvol, DLP	Patient	80-140 kV, 120-320 mAs Pitch:0,42-0,47 16-64 <sup>b</sup>	Ja	Absorberad dos till olika åldrar	CTDIvol: 26,3-41,7 mGy <sup>a</sup> , DLP: 409-631 mGy*cm <sup>a</sup>

Santos et al.(6)	Retrospektivt & Raysafe Xi DT jonkammare, CTDIvol, DLP	Patient & Fantom	80-120 kV, 106-310 mAs, Axial, 64 <sup>b</sup>	Ej angivet	Stråldos med/utan rörströms- och rörspänningsmodulering	CTDIvol: 26,8/48,5 mGy, DLP: 366,8/664,6 mGy*cm
Park et al.(7)	Retrospektivt, CTDIvol, DLP, effektiv dos	Patient	80-120 kV, 220-700 mAs, pitch 0,5-0,6, 128 <sup>b</sup>	Ja	Stråldos vid 80/120 kV	CTDIvol: 23,6/24,7 mGy, DLP: 448,9/479,8 mGy*cm, effektiv dos: 1,23/1,31mSv
Gao et al.(8)	Retrospektivt, CTDIvol, DLP, effektiv dos	Patient	100-120 kV, 120-300 mAs, pitch 0,98-1,07, 128 <sup>b</sup>	Ej angivet	Effektiv dos till olika åldrar	DLP: 340-810 mGy*cm Effektiv dos: 1,9-4,0 mSv

<sup>a</sup> Median

<sup>b</sup> Detektorradier

## Metoder för insamling av stråldoser

Olika metoder har använts för att komma fram till stråldosen för barn vid DT-undersökningar av huvudet. I fem av artiklarna har CTDI<sub>vol</sub> samt DLP-värdena tagits direkt från displayen vid undersökningen. Värdena tagna från displayen är baserade på fantom med diametern 16-cm som ska simulera ett barnhuvud (De Bondt et al., 2016; Thomas & Wang, 2008; Granata, Origgi, Palorini, Matranga, Salerno, 2014; Park et al., 2017; Gao et al., 2017). De värdena Gao et al. (2017) fick fram var baserat fantom som motsvarade olika åldrar som valdes beroende på patientens ålder.

Studien gjord av Santos, Foley, Paulo, McEntee och Rainford (2015) samlades stråldosvärden från RIS (Radiology Information Systems) och PACS (Picture Archiving and Communication System) retrospektivt från undersökningar gjorda på patienter. I samma studie gjordes även mätningar på fantomen som simulerade nyfödda barn, 5- och 10-åriga barn och 18-åriga patienter. Mätvärdena på fantomen mättes med hjälp utav Raysafe Xi DT-jonkammare.

Feng et al. (2010) gjorde sina mätningar på ett antropomorfiskt fantom som representerar ett 5-årigt barn. Det placerades TLD med litiumfluorid på olika platser i fantomen för att mäta respektive absorberad dos. Yamauchi-Kawaura, Fujii, Aoyama, Koyama och Yamauchi

(2010) använde sig av fotodiod-dosimetrar som placerades inuti ett fantom som representerade en 6-årig patient.

### **Skillnader i stråldos utifrån olika protokoll**

I studien gjord av De Bondt et al. (2016) har stråldoser till barn vid DT-huvudundersökningar på tre olika sjukhus samlats in med spridda resultat av CTDIvol och DLP. Användningen av vuxenprotokoll vid DT-undersökningar av huvudet på barn gav en median CTDIvol på 39,2mGy jämfört med 25,7 mGy för användningen av barnprotokoll. Skillnader i protokollen var att vuxenprotokoll generellt hade högre rörström (mAs) och rörspänning (kV). Undantag var datortomografer som anpassade rörströmmen efter ett önskvärt CTDIvol-värde. De Bondt et al. (2016) uppger att användningen av vuxenprotokoll för barnundersökningar förekom i upp till 87% av tillfällena för åldersgruppen 10-15 år men mer sällan hos de yngre åldersgrupperna.

I studierna av Santos et al. (2015) och Park et al. (2017) beräknades skillnader i stråldoser vid sänkning av rörspänning från 120 kV till 100 kV respektive 120 kV till 80 kV. Santos et al. (2015) gjorde mätningar av stråldosen till barnfantom före och efter modulering av rörström samt rörspänning. Vid användning av rörspänning på 120 kV hos alla åldersgrupper och en rörström på 230mAs för nyfödda, 290 mAs för femåringar och 290 mAs för 10-åringar var respektive stråldos (CTDIvol) 38,42 mGy, 48,31 mGy samt 49,95 mGy. Sänkning av rörspänning till 100 kV och rörström till 163 mAs för nyfödda, 267 mAs för femåringar samt 262 mAs för 10-åringar resulterade i en sänkning av respektive stråldos (CTDIvol) till 16,7 mGy, 26,46 mGy samt 26,07 mGy. Park et al. (2017) kom fram till att en sänkning av rörspänningen från 120 kV till 80 kV resulterade i en sänkning av genomsnittlig stråldos (CTDIvol) från 24,7 mGy till 23,6 mGy. DLP beräknades sänkas från 479,8 mGy\*cm, vid 120 kV, till 448,9 mGy\*cm, vid 80 kV, och den effektiva dosen beräknades vara 1,31 mSv respektive 1,23 mSv (Park et al., 2017).

Skillnader i stråldos upptäcktes mellan röntgenavdelningar som var dedikerad för barnundersökningar och de avdelningar som inte var det. Avdelningen som främst var ämnad för barnundersökningar hade avsevärt lägre stråldoser än jämförda avdelningar. CTDIvol för den



tredje kvartilen på den barnspecifiserade avdelningen jämfört med den avdelning som inte var specificerad var 25,7 mGy och 39,7 mGy för åldrarna 1-5, 33,4 mGy och 58,4 mGy för åldrarna 6-10 samt 38,3 mGy och 55,0 mGy för åldrarna 11-15 (Granata et al., 2014).

### **Skillnader i stråldoser för olika åldrar**

I tre artiklar har stråldoser vid DT-undersökning av huvudet till barn i olika ålderskategorier samlats in. Samtliga kom fram till att stråldosen ökade med ökande ålder hos patienten (Thomas & Wang, 2008; Granata et al., 2014; Gao et al., 2017). Undersökningarna genomfördes med parametrarna som finns i tabell 3. Vanligast var användningen av 120 kV för alla åldrar. I de tre artiklarna var mAs högre i protokollen för de äldre barnen jämfört med de yngre. Den genomsnittliga DLP till de olika åldrarna låg mellan 383-680 mGy\*cm för Thomas och Wang (2008) och mellan 340-810 mGy\*cm för Gao et al. (2017). I dessa artiklar blev medelvärdet av DLP för barn 585,25 mGy\*cm mellan åldrarna 1-5 år, 717,25 mGy\*cm mellan åldrarna 6-10 år och 734,75 mGy\*cm mellan åldrarna 11-15 år. Lägst stråldos blev det hos barn under ett år med en genomsnittlig stråldos på 361,5 mGy\*cm (Thomas & Wang, 2008; Gao et al., 2017). Granata et al. (2014) kom i sitt resultat fram till ett medianvärde av DLP till barn från 1-5 år på 409 mGy\*cm, 594 mGy\*cm till åldrarna 6-10 och 631 mGy\*cm till åldrarna 11-15. I åldersgrupperna 1-5 år, 6-10 år och 11-15 år kom Gao et al. (2017) fram till ett genomsnittligt CTDIvol på 34 mGy, 36 mGy respektive 49 mGy. För samma åldersgrupper blev medianvärdet i studien av Granata et al. (2014) 21,7 mGy, 34,8 mGy samt 41,7 mGy.

Beräkning av den effektiva dosen till barn vid DT-undersökning av huvudet gjordes av Thomas och Wang (2008), Gao et al. (2017) och Yamauchi-Kawaura et al. (2010) där den sistnämnda baserade sina resultat på uträkningar från ett fantom motsvarande ett barn på sex års ålder. Beräkningarna som Gao et al. (2017) gjorde blev olika beroende på om den effektiva dosen beräknats ut från DLP från undersökningarna med hjälp av viktningsfaktorer, så kallad k-faktor (American Association of Physicists in Medicine, 2008) eller utifrån mjukvaran VirtualDose CT (VDCT). Vid användning av VDCT så visade det sig att den beräknade effektiva dosen ökade med ökad ålder, där barn under ett år fick en effektiv dos på 1,9 mSv och de mellan 11-15 år fick en genomsnittlig effektiv stråldos på 3,5 mSv. Användes istället k-faktorn så visade det på att den effektiva stråldosen istället minskade med stigande

ålder där dosen till barn under ett år och dem mellan 11-15 år var 3,7 mSv respektive 2,6 mSv (Gao et al., 2017). Beräkningarna av Thomas och Wang (2008) visade på större skillnader i effektiv dos i förhållande till ålder där nyfödda barn i genomsnitt fick 4,2 mSv och 15-åringar i genomsnitt fick 1,4 mSv. Yamauchi-Kawaura et al. (2010) beräkningar utifrån mätningar på ett fantom som motsvarade ett sexårigt barn visade en effektiv dos på 1,9 mSv vilket är lägre än den effektiva dosen Thomas och Wang (2008) räknade ut till barn vid fem års ålder som låg på 2,4 mSv. Utifrån mätvärden gjorda av Feng et al. (2010) på ett fantom, motsvarande ett femårigt barn, beräknades den effektiva stråldosen till 0,7 mSv.

## Diskussion

### Diskussion av vald metod

För att svara på syftet valdes det att göra det i form av en litteraturstudie då det bedömdes för svårt att genomföra en empirisk studie dels på grund av tidsbrist samt att arbetet utfördes av endast en författare. En litteraturstudie kan bidra till att ett forskningsproblem identifieras och därför inspirera till att det bedrivs ny forskning inom området (Polit & Beck, 2006).

Hade studien utförts som en empirisk studie hade det inneburit att egna mätningar hade gjorts på stråldosen till barn och därmed bidragit till den begränsade mängd forskning som finns idag (Friberg, 2017).

Vid sökningen i databasen CINAHL delades sökningen upp för att generera fler sökträffar då det fanns betydligt färre publicerade artiklar som var intressanta för resultatet jämfört med PubMed. Den booleska sökoperatören AND användes för att ge så många träffar som möjligt. Fler sökord hade kunnat användas för att eventuellt generera flera sökträffar. Detta ledde till begränsningar vid val av vilka artiklar som kunde inkluderas i resultatet då många som hittades bedömdes vara av lägre kvalitet. Sökningen i CINAHL resulterade inte i många nya artiklar som inte redan funnits via PubMed. Endast två artiklar därifrån bedömdes vara av värde att läsa i fulltext, varav ingen av dem inkluderades i det slutliga resultatet. MeSH-termen användes för sökorden *Child* och *Radiation dosage* för att ge en mer hanterbar mängd artiklar vid sökningen i PubMed. Den booleska sökoperatören OR användes främst för

sökorden ”brain” och ”head” för att inte missa intressanta artiklar då olika artiklar ofta väljer ett av orden. Det innebar svårigheter att presentera resultatet från en artikel då värdena för åldersgruppen 16-20 år var sammanställd och fick på så vis exkluderas då det i denna studie endast var intressant med stråldoser mellan åldrarna 0-18 år. Begränsningen att artiklar skulle vara publicerade för högst 10 år sedan minskade antalet sökträffar avsevärt men eftersom tekniken går snabbt framåt hade lett till att äldre resultat hade troligtvis inte varit av stort värde idag.

Sökningarna gav en godtycklig mängd artiklar som kunde svara på syftet. Det hade varit önskvärt att hitta artiklar som utförts på ett mer jämförbart sätt då det var svårt att jämföra vissa artiklars resultat med varandra då metoderna skiljde sig åt. Skillnader i metoder för artiklarna gav dock ett bredare resultat. En av anledningarna till att metoderna skilde sig åt var på grund av att de olika artiklarna var från olika länder, vilket ansågs vara en styrka för att få en insamling av data från så många ställen som möjligt. Artiklarna var från länder så som Portugal, Italien, Sydkorea och Japan. Eventuellt hade det varit fördelaktigt att hitta flera artiklar där mätningar gjorts på fantom då de som är baserade på patienter endast är beräkningar samt uppskattningar. Två av artiklarna gjorde endast mätningar på ett fantom, en fördel hade varit att mätningar gjorts på flera olika fantom för olika åldrar och storlekar. Detta hade bidragit till fler mätvärden på barn i olika åldrar, som i sin tur hade gett en bättre representation av den effektiva dosen barn utsätts för vid DT-undersökningar av huvudet. Endast två studier togs med där det beräknades en effektiv dos beroende på ålder, men fler hade varit önskvärt för att ge ett bredare resultat.

## **Diskussion av framtaget resultat**

Resultatet i litteraturstudien visar på att det finns skillnader i stråldos vid DT-undersökning av huvudet beroende på patientens ålder. Det visade att stråldosen ökade med patientens ålder vid beräkningarna gjorda av Thomas och Wang (2008), Granata et al. (2014) och Gao et al. (2017). De tre studierna visar på att vid DT-huvudundersökningar av nyfödda barn genomförs med en beräknad CTDI<sub>vol</sub> samt DLP på ungefär hälften av det som beräknas för en 15-årig patient som genomgår samma undersökning (Thomas & Wang, 2008; Granata et al., 2014; Gao et al., 2017). Liknande förhållande mellan beräknad stråldos och ålder ses i studierna av Kritsaneepai boon, Trinavarat och Visrutaratna (2012) samt Kim et al. (2016). I dessa studier

beräknas både CTDIvol och DLP öka för de äldre barnen vid DT-undersökningar av huvudet. Enligt Kim et al. (2016) beräknades stråldosen till nyfödda barn vara i genomsnitt 15,6 mGy (CTDIvol) och för åldrarna 11-17 beräknades den vara 31,3 mGy (CTDIvol) vilket är liknande de resultat som Thomas och Wang (2008), Granata et al. (2014) och Gao et al. (2017) har kommit fram till. Värdena kan vara en aning missvisande då CTDIvol och DLP, oavsett ålder, beräknats utifrån ett fantom med diametern på 16 cm. Trots att barns huvud inte skiljer sig lika mycket i storlek som resten av kroppen med ökande ålder (WHO) så kan det antas att detta har en påverkan på de beräknade CTDIvol- och DLP-värdenas tillförlitlighet. Undantag var det för Gao et al. (2017) där olika ålderskategoriers stråldoser var baserade på fantom som motsvarade olika åldrar. Detta kan antas ge ett mer korrekt förhållande mellan patientens ålder och stråldos. Då CTDIvol och DLP inte är den faktiska stråldosen till patienten så bör de endast användas som riktlinjer.

Optimeringen av protokoll för DT-undersökningar är en väldigt viktig aspekt, desto mer när det gäller barn då de är mer känsliga för strålning. Studierna av Park et al. (2017), Santos et al. (2015) och De Bondt et al. (2016) visade alla på möjligheten att minska stråldosen vid DT-undersökningar av huvudet på barn samtidigt som den diagnostiska bildkvaliteten behövs. Därför är det upp till röntgenavdelningen att säkerhetsställa att de protokoll som används är optimala. Detta är särskilt viktigt då de inte håller sig inom dem diagnostiska referensnivåerna som SSM (2018) har tagit fram. I de flesta studiernas beräkningar av stråldoser har de hållit sig inom de diagnostiska referensnivåer. Stråldosen vid ett av tre sjukhus, beskrivet av De Bondt et al. (2016), var dock stråldosen konsekvent lägre än DRN. Detta beror troligtvis på att mAs-värdena för undersökningarna baserats på ett önskvärt CTDIvol, där det önskade CTDIvol-värdet låg under DRN för alla ålderskategorier. Det är också värt att nämna att för åldrarna 0-10 år har undersökningarna körts med 80 kV istället för det mer vanliga 100-120 kV, vilket kan vara en av orsakerna till att stråldoserna är lägre än DRN. Stråldoserna beräknade på de andra två sjukhusen var inom gränserna för DRN men de höll sig närmare de lägsta gränserna. Undantag var för ett av dessa två sjukhus där medianen på den beräknade stråldosen för 5-10 åringar var 378 mGy\*cm jämfört med den lägre gränsen för DRN på 400 mGy\*cm. Det går att antaga, utifrån beräkningarna gjorda av De Bondt et al. (2016) och Park et al. (2017), att det är möjligt med en minskning av stråldosen genom användandet av ett lågt kV-protokoll samtidigt som diagnostisk bildkvalitet erhålls. Fler studier behövs för säkerhetsställa att användningen av lågt kV-protokoll skulle vara ett acceptabelt alternativ till de standardprotokoll som används idag. Det avvikande DLP-värdet

på 985 mGy\*cm beskrivet av Granata et al. (2014), jämfört med övre DRN på 800 mGy\*cm för 4-15 åringar, kan bero på att undersökningen gjorts med 140 kV istället för 120 kV.

Skillnader i stråldosen vid användning av vuxenprotokoll och barnprotokoll vid DT-undersökningar av huvudet på barn av De Bondt et al. (2016) visar på hur viktigt det är att det finns barnprotokoll. Det är även kritiskt att dessa protokoll används för att hålla stråldoserna så låga som möjligt för att minska risken för stokastiska skador. Granata et al. (2014) påvisade att röntgenavdelningar som var specialiserade för DT-undersökningar av barn generellt hade lägre stråldoser till barn än en röntgenavdelning som mestadels tog emot vuxna. Det kan spekuleras till varför stråldoserna var lägre på barnavdelningen, men det är troligt att personalen där är bättre på att använda rätt protokoll och att parametrarna är mer optimerade. Fler studier behövs där det undersöks hur vanligt förekommande det är att vuxenprotokoll används vid undersökningar av barn för att identifiera hur stort detta problem är.

Det visade sig finnas skillnader i effektiv dos vid DT-undersökning av huvudet på barn mellan de olika studierna. Vad som orsakar skillnaderna kan bero på många olika faktorer så som att undersökningarna körts på olika DT-maskiner, körts med olika parametrar samt studiernas metod för att beräkna den effektiva dosen. Trots användningen av samma viktningsfaktorer beskrivet av ICRP (2007b) för att räkna ut den effektiva dosen har det blivit spridda resultat. Yamauchi-Kawaura et al. (2010) och Feng et al. (2010) gjorde båda beräkningar av den effektiva dosen till ett fantom med liknande storlek där det skillde 1,2 mSv mellan de två studierna. Yamauchi-Kawaura et al. (2010) gjorde mätningar på flera olika maskiner med flera olika parametrar utan att beskriva från vilka mätvärden den effektiva dosen baserats på. Det är därför svårt att ange orsaken till den stora skillnaden i effektiv dos. I studien av Thomas och Wang (2008) syns ett tydligt samband mellan minskning av den effektiva dosen vid stigande ålder, på samma sätt vid metoden där VDCT användes av Gao et al. (2017). Det fanns dock endast mätvärden från två patienter under ett års ålder, vilket ökar risken för att dessa värden inte korrekt representerar den effektiva dosen för denna åldersgrupp. I en studie av Albert och Glaiser (2015) ses liknande samband mellan den effektiva dosen och ålder på barnet vid en DT-undersökning av huvudet. Det kom de fram till att barn under två års ålder beräknades få en effektiv dos på 2,52 mSv, barn mellan 2-10 år beräknades få 1,31 mSv och barn över 10-års ålder beräknades få 1,24 mSv. När Gao et al. använde VDCT som metod för att beräkna den effektiva dosen så beräknades den vara

avsevärt mycket lägre för yngre barnen medan för de äldre barnen sågs en mindre ökning. Detta visar på det motsatta jämfört med de andra studierna och det kan därför ställas frågan vilken metod som bäst stämmer överrens med den faktiska stråldosen till barn vid DT-undersökningar av huvudet. Det behövs tas fram nyare metoder för att bättre representera dessa stråldoser.

Några av kompetensområdena för röntgensjuksköterskan som är intressanta i detta arbete är den medicinska bilden, strålskydd och patientsäkerhet (Kompetensbeskrivning för röntgensjuksköterskor, 2012). Röntgensjuksköterskan skall ha kunskap hur en optimal bild fås fram vid en DT-huvudundersökning av ett barn samtidigt som stråldosen hålls så låg som möjligt. Huvudorsaken till detta är patientsäkerheten då ökade stråldoser ökar riskerna för att barnet utvecklar någon form av cancer eller arvsöverfärdliga skador. Röntgensjuksköterskan skall arbeta för att ta fram nya metoder för att kunna sänka stråldosen till barn vid DT-undersökningar samtidigt som diagnostisk information erhålls.

### **Slutsats och kliniska implikationer**

Att använda barnprotokoll vid DT-undersökningar av huvudet på barn ger en lägre beräknad stråldos än vid användning av ett vuxenprotokoll för samma undersökning. Användning av lågt kV-protokoll kan sänka stråldoserna vid DT-huvudundersökningar av barn utan att påverka bildkvaliteten negativt. Ny metod för beräkningen av den effektiva dosen behöver tas fram då det blev väldigt spridda resultat där ingen direkt slutsats kunde göras.

Det är viktigt att röntgensjuksköterskor arbetar för att hålla stråldoserna låga till barn vid DT-undersökningar då de har en större risk för strålinducerade skador. Samtidigt skall bildkvaliteten bli bra nog för att undvika att undersökningen behöver göras om. Mer forskning behövs gällande stråldoser till barn vid DT-undersökningar av huvudet då det inte bedrivits tillräckligt inom detta område.

## Referenser

- AAPM. (2008). American Association of Physicists in Medicine. *AAPM Report 96*. New York: American Institute of Physics.
- Albert, G. W. & Glaiser, C. M. (2015). Strategies for Computed Tomography Radiation Dose Reduction in Pediatric Neuroimaging. *Neurosurgery*, Volume 77, Issue 2, Pages 228–232. doi-org.ludwig.lub.lu.se/10.1227/NEU.0000000000000764
- Bulla, S., Blanke, P., Hasepass, F., Krauss, T., Winterer, J. T., Breunig, C., Langer, M. & Pache, G. (2011). Reducing the radiation dose for low-dose CT of the paranasal sinuses using iterative reconstruction: Feasibility and image quality. *European Journal of Radiology* 81 2246–2250. doi:10.1016/j.ejrad.2011.05.002
- Bushong, S.C. (2013). *Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection*. (10. Ed.) St. Louis, Mo.: Elsevier
- De Bondt, T., Mulkens, T., Zanca, F., Pyfferoen, L., Casselman, J. W. & Parizel, P. M. (2016). Benchmarking pediatric cranial CT protocols using a dose tracking software system: a multicenter study. *Eur Radiol* 27:841–850. DOI 10.1007/s00330-016-4385-4
- Feng, S-T., Law, M. W-M., Huang, B., Ng, S., Li, Z-P., Meng, Q-F. & Khong, P-L. (2010). Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on 64-slice CT: a phantom study. *European Journal of Radiology* 76 e19–e23. doi:10.1016/j.ejrad.2010.03.005
- Forsberg, C. & Wengström, Y. (2013). *Att göra systematiska litteraturstudier: värdering, analys och presentation av omvårdnadsforskning*. (3. utg.) Stockholm: Natur & Kultur.
- Friberg, F. (red.) (2017). *Dags för uppsats: vägledning för litteraturbaserade examensarbeten*. (Tredje upplagan). Lund: Studentlitteratur.
- Granata, C., Origgi, D., Palorini, F., Matranga, D. & Salerno, S. (2014). Radiation dose from multidetector CT studies in children: results from the first Italian nationwide survey. *Pediatr Radiol* 45:695–705. DOI 10.1007/s00247-014-3201-z
- Gao, Y., Quinn, B., Pandit-Taskar, N., Behr, G., Mahmood, U., Long, D., Xu, X. G., St. Germain, J. & Dauer, L. T. (2018). Patient-specific organ and effective dose estimates in pediatric oncology computed tomography. *Physica Medica* 45 146–155. doi:10.1016/j.ejmp.2017.12.013
- ICRP. (2000). International Commission on Radiological Protection. *ICRP publication 87- Managing Patient Dose in Computed Tomography*. Oxford: Pergamon.

ICRP. (2007a). International Commission on Radiological Protection. *ICRP publication 102- Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)*. Elsevier - Health Sciences Div.

ICRP. (2007b). International Commission on Radiological Protection. *ICRP publication 103 - The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Elsevier - Health Sciences Div.

ICRP. (2017). International Commission on Radiological Protection. *ICRP publication 135 - Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging*. SAGE Publication Ltd.

ICRP. (2018). International Commission on Radiological Protection. *ICRP publication 139 - Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures*. SAGE Publication Ltd.

Isaksson, M. (2011). *Grundläggande strålningsfysik*. (2., [kompletterade och uppdaterade] uppl.) Lund: Studentlitteratur.

Kaasalainen, T., Palmu, K., Reijonen, V. & Kortensniemi, M. (2013). Effect of Patient Centering on Patient Dose and Image Noise in Chest CT. *AJR*; 203:123–130. DOI:10.2214/AJR.13.12028

Kim, M., Chang, K., Hwang, J., Nam, Y., Han, D. & Yoon, J. (2016). Radiation dose for pediatric and young adult CT: a survey to establish age-based reference levels of 2015-2016 in Korea. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 175, No. 2, pp. 228–237. doi:10.1093/rpd/ncw289

*Kompetensbeskrivning för legitimerad röntgensjuksköterska*. (2011). Stockholm: TMG.

Kristensson, J. (2014). *Handbok i uppsatsskrivande och forskningsmetodik för studenter inom hälso- och vårdvetenskap*. (1. Utg.) Stockholm: Natur & Kultur.

Kritsaneepai boon, S., Trinavarat, P. & Visrutaratna, P. (2012). Survey of pediatric MDCT radiation dose from university hospitals in Thailand: a preliminary for national dose survey. *Acta Radiologica*; 53: 820–826. DOI: 10.1258/ar.2012.110641

Metodbok. (2018). *Hjärna U barn. Hjärna U*. Lund: Bild och funktion. Skånes Universitetssjukhus.

National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. (u.å). Computed Tomography (CT). Hämtad 2018-12-18, från <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/computed-tomography-ct>



Park, J. E., Choi, Y. H., Cheon, J.-E., Kim, W. S., Kim, I.-O., Cho, H. S., Ryu, Y. J. & Kim, Y. J. (2017). Image quality and radiation dose of brain computed tomography in children: effects of decreasing tube voltage from 120 kVp to 80 kVp. *Pediatr Radiol* 47:710–717. DOI 10.1007/s00247-017-3799-8

Polit, D.F. & Beck, C.T. (2006). *Essentials of nursing research: methods, appraisal, and utilization*. (6. ed.) Philadelphia: Lippincott.

RaySafe. (2018). RaySafe Xi manual. Hämtad 2019-01-07, från <http://mediabank.raysafe.com/A/RaySafe+Media+Bank/1604>

Santos, J., Foley, S., Paulo, G., McEntee, M. F. & Rainford, L. (2015). The impact of pediatric-specific dose modulation curves on radiation dose and image quality in head computed tomography. *Pediatr Radiol* 45:1814–1822. DOI 10.1007/s00247-015-3398-5

Seeram, E. (2009). *Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control*. (3. Ed.) St. Louis, Mo.: Saunders Elsevier.

SFS 2018:396. Strålskyddslag. Stockholm: Riksdagen.

SSM. (2008). Strålsäkerhetsmyndigheten. Radiologiska undersökningar i Sverige under 2005. Hämtad: 2018-12-09, från <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/contentassets/110d080715414b1c9bea2a9217c151e2/200803-radiologiska-undersokningar-i-sverige-under-2005>

SSM. (2015). Strålsäkerhetsmyndigheten. Radiologiska undersökningar av barn – en studie av metodval. Hämtad: 2018-12-09, från <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/contentassets/4470156776394f70b5a4d794a8beb806/201526-radiologiska-undersokningar-av-barn--en-studie-av-metodval>

SSM. (2017). Strålsäkerhetsmyndigheten. Utveckla metoder för bestämning av diagnostiska standarddoser och dosreferensnivåer för DT-undersökningar av barn. Hämtad: 2018-12-09, från <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/contentassets/6d3a1a2201fa41e881890c03a6e4e54f/201706-utveckla-metoder-for-bestamning-av-diagnostiska-standarddoser-och-dosreferensnivaer-for-dt-undersokningar-av-barn>

SSM. (2018). Strålsäkerhetsmyndigheten. Strålsäkerhetsmyndighetens föreskrifter och allmänna råd om medicinska exponeringar. Hämtad: 2018-12-09, från <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/contentassets/5ca0970e939642f68ac4b0f5adfd391>

[a/ssmfs-20185-stralsakerhetsmyndighetens-foreskrifter-och-allmanna-rad-om-medicinska-exponeringar.pdf](#)

SSMFS 2018:1. *Strålsäkerhetsmyndighetens föreskrifter om grundläggande bestämmelser för tillståndspliktig verksamhet med joniserande strålning*. Stockholm: Strålsäkerhetsmyndigheten.

SSMFS 2018:5. *Strålsäkerhetsmyndighetens föreskrifter och allmänna råd om medicinska exponeringar*. Stockholm: Strålsäkerhetsmyndigheten.

Stein, S. C., Hurst, R. W. & Sonnad, S.S. (2008). Meta-Analysis of Cranial CT Scans in Children- A Mathematical Model to Predict Radiation-Induced Tumors. *Pediatr Neurosurg* 44:448–457. DOI: 10.1159/000172967

Thomas, K. E. & Wang, B. (2008). Age-specific effective doses for pediatric MSCT examinations at a large children's hospital using DLP conversion coefficients: a simple estimation method. *Pediatr Radiol* 38:645–656. DOI 10.1007/s00247-008-0794-0

Vetenskapsrådet (2002). *Forskningsetiska principer inom humanistisk-samhällsvetenskaplig forskning*. Stockholm: Vetenskapsrådet. Hämtad: 2018-12-03, från <http://www.codex.vr.se/texts/HSFR.pdf>

WHO. (u.å.). World Health Organization. Head circumference for age, boys. Hämtad: 2018-12-20, från [https://www.who.int/childgrowth/standards/second\\_set/cht\\_hcfa\\_boys\\_z\\_0\\_5.pdf?ua=1](https://www.who.int/childgrowth/standards/second_set/cht_hcfa_boys_z_0_5.pdf?ua=1)

WHO. (u.å.). World Health Organization. Length/height for age, boys. Hämtad: 2018-12-20, från [https://www.who.int/childgrowth/standards/cht\\_lhfa\\_boys\\_z\\_0\\_5.pdf?ua=1](https://www.who.int/childgrowth/standards/cht_lhfa_boys_z_0_5.pdf?ua=1)

Yamauchi-Kawaura, C., Fujii, K., Aoyama, T., Koyama, S. & Yamauchi, M. (2010). Radiation dose evaluation in head and neck MDCT examinations with a 6-year-old child anthropomorphic phantom. *Pediatr Radiol* 40:1206–1214. DOI 10.1007/s00247-009-1495-z

## Artikelgranskning

Författare	Titel	Syfte	Metod	Resultat	Kvalitet enligt granskningsfrågor
(1) 2016 De Bondt, T. Mulkens, T. Zanca, F. Pyfferoen, L. Casselman, J.W. Parizel, P.M.	Benchmarking pediatric cranial CT protocols using a dose tracking software system: a multicenter study	Riktmärka de regionala standardutövanden av DT-huvudundersökningar gällande stråldoser och parametrar.	CTDIvol och DLP från DT-undersökningar av huvudet på barn har samlats in retrospektivt från tre olika sjukhus under ett års tid. 296 barn mellan åldrarna 0-15 har deltagit i studien.	CTDIvol: 8,7-34,9 mGy (median)  DLP: 141-570 mGy*cm (median)  Både CTDIvol och DLP steg med stigande ålder.	Hög
(2) 2008 Thomas, K. E. Wang, B.	Age-specific effective doses for pediatric MSCT examinations at a large children's hospital using DLP conversion coefficients: a simple estimation method	Utifrån DLP uppskatta den effektiva dosen i fem olika åldersgrupper vid DT-undersökningar av huvudet med hjälp av konversionskoefficienter.	Retrospektiv studie över 12 veckors tid där DLP samlats in från 339 DT-huvudundersökningar. De deltagande har delats upp i kategorier beroende på ålder. 0-3 mån: 0 år 4 mån-2år och 11 mån: 1år 3år-7år och 11 mån: 5år 8år-14år och 11 mån: 10år 15<: Vuxna	DLP: 383-680 mGy*cm  Högst stråldoser beräknat till de äldsta barnen.  Effektiv dos: 1,4-4,2 mSv Den effektiva dosen minskade med minskande ålder.	Hög

<p>(3) 2010 Yamauchi-Kawaura, C. Fujii, K. Aoyama, T. Koyama, S. Yamauchi, M.</p>	<p>Radiation dose evaluation in head and neck MDCT examinations with a 6-year-old child anthropomorphic phantom</p>	<p>Mäta stråldosen till ett fantom motsvarande ett barn på 6 år som genomgick en DT-huvudundersökning.</p>	<p>Stråldosen i fantomet mättes med silicon-fotodiiodosimetrar som var insatta inuti fantomet. Dos till olika organ samt den effektiva dosen vid DT-huvudundersökning beräknades vid 9 olika sjukhus där 19 olika protokoll och maskiner använts. Viktningsfaktorer användes för att beräkna den effektiva dosen.</p>	<p>CTDIvol: 14,1-70 mGy DLP: 252-840 mGy*cm Effektiv dos: 1,9 mSv</p>	<p>Hög</p>
<p>(4) 2010 Feng, S-T. Law, M. W-M. Huang, B. Ng, S. Li, Z-P. Meng, Q-F. Khong, P-L.</p>	<p>Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on 64-slice CT: A phantom study</p>	<p>Mäta stråldosen till ett fantom, som motsvarade ett barn på fem år, vid DT-huvudundersökningar.</p>	<p>TLD placerades inuti fantomet för att mäta stråldosen vid DT-undersökningar av huvudet. Viktningsfaktorer användes för att beräkna den effektiva dosen.</p>	<p>Effektiv dos: 0,7 mSv</p>	<p>Medel</p>
<p>(5) 2014 Granata, C. Origgi, D. Palorini, F. Matranga, D. Salerno, S.</p>	<p>Radiation dose from multidetector CT studies in children: results from the first Italian nationwide survey</p>	<p>Påvisa de stråldoser som barn i Italien exponerades för vid DT-huvudundersökningar.</p>	<p>Retrospektiv studie där beräknade stråldoser till 417 barn i Italien samlades in vid DT-undersökning av huvudet. CTDIvol och DLP samlades in för tre ålderskategorier, 1-5 år, 6-10 år och 11-15 år. Dessa stråldoser jämfördes med DRN för DT-huvudundersökning av barn i Europa samt för vuxna i Italien.</p>	<p>CTDIvol: 26,3-41,7 mGy (median) DLP: 409-631 mGy*cm (median) Lägre stråldoser påvisades vid avdelningar specialiserade på barnundersökningar.</p>	<p>Hög</p>

<p>(6) 2015 Santos, J. Foley, S. Paulo, G. McEntee, M. F. Rainford, L.</p>	<p>The impact of pediatric-specific dose modulation curves on radiation dose and image quality in head computed tomography</p>	<p>Analysera vilken effekt rörströms- och rörspänningsmodulering har på stråldosen samt bildkvaliteten vid DT-undersökningar av huvudet på barn.</p>	<p>Mätningar gjordes på fantom samt insamling av beräknade stråldoser till barn. Insamlingar gjordes före och efter rörströms- och rörspänningsmoduleringen. Fyra fantom användes, ett motsvarade nyfödda, ett femåringar, ett 10-åringar och ett motsvarade vuxna patienter. Mätningarna gjordes med hjälp av en Raysafe Xi DT-joniseringskammare.</p>	<p>Före CTDIvol: 48,5 mGy Efter CTDIvol: 26,8 mGy</p> <p>Före DLP: 664,6 mGy*cm Efter DLP: 366,8 mGy*cm</p> <p>Stråldosen kunde sänkas avsevärt med rörströms- och rörspänningsmodulering.</p>	<p>Hög</p>
<p>(7) 2017 Park, J. E. Choi, Y. H. Kim, W. S. Kim, I-O Cho, H. S. Ryu, Y. J. Kim, Y. J.</p>	<p>Image quality and radiation dose of brain computed tomography in children: effects of decreasing tube voltage from 120 kVp to 80 kVp</p>	<p>Observera bildkvaliteten och stråldosen vid DT-undersökningar av huvudet på barn vid användandet av 120 kV jämfört med 80 kV.</p>	<p>32 barn genomgick DT-undersökning av huvudet både där 120 kV samt där 80 kV användes. CTDIvol, DLP och effektiv dos beräknades för de olika protokollen.</p>	<p>120 kV - CTDIvol: 24,7 mGy 80 kV - CTDIvol : 23,6 mGy</p> <p>120 kV - DLP: 479,8 mGy*cm 80 kV - DLP : 448,9 mGy*cm</p> <p>120 kV - effektiv dos: 1,31 mSv 80 kV - effektiv dos: 1,23 mSv</p>	<p>Hög</p>
<p>(8) 2017 Gao, Y. Quinn, B. Pandit-Taskar, N. Behr, G. Mahmood, U. Long, D. Xu, X. G. St. Germain, J. Dauer, L. T.</p>	<p>Patient-specific organ and effective dose estimates in pediatric oncology computed tomography</p>	<p>Uppskatta stråldosen till organ samt den effektiva dosen vid DT-undersökningar av huvudet på barn.</p>	<p>Insamling av CTDIvol och DLP gjordes retrospektivt. Uträkning av effektiv dos utfördes på två olika sätt. Det ena var med mjukvaran VirtualDose CT och den andra med hjälp av en k-faktor.</p>	<p>DLP: 340-810 mGy*cm</p> <p>Effektiv dos 1,9-4,0 mSv</p> <p>VirtualDose CT: Den effektiva dosen beräknades vara högre för äldre barn. K-faktor: Den effektiva dosen beräknades vara högre för yngre barn.</p>	<p>Hög</p>

## Bilaga 2 (2)

Frågor för kvalitetsgranskning (Friberg, 2017).

- Finns det ett tydligt problem formulerat? Hur är detta i så fall formulerat och avgränsat?
- Finns teoretiska utgångspunkter beskrivna? Hur är dessa i så fall formulerade?
- Vad är syftet? Är det klart formulerat?
- Hur är metoden beskriven?
- Hur har urvalet gjorts?
- Hur har data analyserats? Vilka statistiska metoder användes? Var dessa adekvata?
- Vad visar resultatet?
- Vilka argument förs fram?
- Förs några etiska resonemang?
- Finns det en metoddiskussion? Hur diskuteras metoden i så fall.