



**INSTITUTIONEN FÖR VÅRDVETENSKAP  
OCH HÄLSA**

# **STRÅLDOS OCH BILDKVALITET VID DATORTOMOGRAFIUNDERSÖKNING AV HJÄRNA**

-En jämförande fantomstudie av olika datortomografers scanprotokoll

**Marit Johannesson  
Sara Ku**

---

Uppsats/Examensarbete:	15 hp
Program och/eller kurs:	Examensarbete för magister i Radiografi
Nivå:	Avancerad nivå
Termin/år:	HT 2018
Handledare:	Anne Thilander Klang
Examinator:	Nabi Fatahi

Titel svensk:	Stråldos och bildkvalitet vid datortomografiundersökning av hjärna – En jämförande fantomstudie av olika datortomografers scanprotokoll
Titel engelsk:	Radiation dose and image quality in routine computed tomography of brain - A phantom study comparing different CT- scan protocols
Uppsats/Examensarbete:	15 hp
Program och/eller kurs:	Examensarbete för magister i Radiografi
Nivå:	Avancerad nivå
Termin/år:	HT 2018
Handledare:	Anne Thilander Klang
Examinator:	Nabi Fatahi
Nyckelord:	Datortomografi, dosoptimering, DT-hjärna, bildkvalitet, stråldos

---

## Sammanfattning

**Bakgrund:** Teknikutvecklingen inom datortomografi (DT) har medfört att allt fler undersökningar utförs i bilddiagnostiskt syfte trots uppenbara risker med joniserad strålning. Ökandet av DT-undersökningar har även inneburit allt fler DT-maskiner på varje klinik. Det är vanligt förekommande att en röntgenavdelning har DT-maskiner från olika leverantörer med olika modeller, särskilt på universitetssjukhus. Det är en svårighet att skapa en enhetlighet mellan de olika datortomografernas scanprotokoll då de är uppbyggda på olika sätt.

**Syfte:** Syftet med denna studie är att beskriva skillnaderna i stråldos och bildkvalitet mellan de sju datortomografernas scanprotokoll på Radiologi Sahlgrenska med fokus på DT- hjärna.

**Metod:** En prospektiv mixed-method studie har utförts på Radiologi BoIC, Sahlgrenska Universitetssjukhuset. Ett skallfantom har undersökts på samtliga sju datortomografer med de kliniska scanprotokollen för rutin DT-Hjärna. Stråldosen och bildkvalitet har jämförts, granskats och utvärderats.

**Resultat:** GE Revolution gav lägst CTDI<sub>vol</sub> och Canon Prime gav högst CTDI<sub>vol</sub> efter scan. Siemens Edge gav lägst DLP och Canon Prime gav även här högst DLP efter scan. GE Optima 660, GE HD 750 nr 1 och nr 2 gav likvärdig CTDI<sub>vol</sub>. Brus i bild tolkades vara högre i de undersökningarna från Siemens datortomografer än i undersökningar från övriga datortomografer med tunna snitt. Fantomspecifika strukturer visualiserades i olika hög grad i

undersökningarna med tunna snitt. Dock visualiserades strukturerna från Canon Prime mer diffust och mindre avgränsat i jämförelse med övriga datortomografers undersökningar.

**Slutsats:** Olika datortomografer är uppbyggda på sitt unika sätt. Flera faktorer spelar en avgörande roll för bildkvalitén. Det finns skillnader vad gäller stråldos och bildkvalitet i datortomograferna på kliniken. Optimering av scanprotokollen bör utföras med hjälp av fantom för att kunna reducera stråldoserna ytterligare och samtidigt bibehålla diagnostiskt acceptans.

**Nyckelord:** Datortomografi, dosoptimering, DT-Hjärna, bildkvalitet, stråldos.

## Abstract

**Background:** Technology development in computed tomography has led to more examinations being performed in diagnostic purposes. The increasing number of examination in CT has also led to more CT machines being bought to the clinics. It is common in a radiological department to have CT machines from different manufactures and with different models, especially in university hospitals. It is a difficulty to create uniformity between scan protocols due the computed tomography are structured differently.

**Purpose:** To evaluate and compare the differences in radiation dose and image quality between the seven CTs' scan protocols on Radiology department of Sahlgrenska University Hospital, with focus on routine brain.

**Method:** A mixed-method study with experimental research methodology has been performed at Radiology BoIC, Sahlgrenska University Hospital. A head phantom has been examined with all seven CT scanners using the clinical scan protocols. The radiation dose and the image quality have been compared, reviewed and evaluated.

**Results:** GE Revolution gave the lowest CTDI<sub>vol</sub> and Canon Prime gave the highest CTDI<sub>vol</sub>. GE Optima 660, GE HD 750 nr 1 and nr 2 gave similar CTDI<sub>vol</sub>. The image noise were higher from the Siemens scanners compared to the other CT scanners. The soft tissue structure in the phantom were visualized differently at the examinations viewing with thin slices. However, the structures from Canon Prime were more diffuse and less demarcate in comparison to the other examinations.

**Conclusion:** Different computed tomography is built in their unique way. How the image quality presents at the end, are affected by many factors. There are differences in radiation dose and image quality in the seven computed tomography in the clinic. Small differences are also shown in the CT-scanners with the same model. Optimization of scan protocols can be accomplished by scanning phantoms to reduce radiation dose even more, while maintaining diagnostic acceptance.

**Keyword:** Computer tomography, dose optimization, DT brain, image quality, radiation dose.

## Förkortningar

AEC	Automatic Exposure Control
C1	First Cervical vertebra of the spinal column
CTDI <sub>vol</sub>	Computed Tomography Dose Index Volume
DFOV	Display Field of View
DLP	Dose Length Product
DT	Datortomografi
FBP	Filtered Back Projection/Filtrerad bakåtprojektion
Gantry	Stativ för röntgenrör och detektorbåge i en DT
GE	General Electric
HD	High Definition
HU	Hounsfield Unit
Isocenter	Centrumpunkt i gantryt
IR	Iterativ Rekonstruktion
kV	kilo Volt
LCD	Liquid Crystal Display
mA	milli Ampere
mAs	milli Ampere sekund
Scout/topogram	Översiktsbild
Spiral	Typ av scanteknik
SFOV	Scan Field of View
WL	Window Level
WW	Window Width

## **Förord**

Vi vill rikta ett stort tack till vår handledare Anne Thilander Klang som givit oss ett fantastiskt stöd och lotsat oss med en varm hand i rätt riktning. Vi vill också rikta ett tack till våra kollegor Helén Milde och Isabella Björkman-Burtscher som läst och delat med sig av sina värdefulla synpunkter.

**Göteborg januari 2019**

**Marit Johannesson och Sara Ku**

# Innehållsförteckning

1. Inledning .....	1
2. Bakgrund .....	2
2.1 Joniserad strålning .....	2
2.2 Datortomografiteknik .....	2
2.2.1 Stråldos .....	3
2.2.2 Brus och bildkvalitet .....	4
2.2.3 Scanparametrar .....	4
2.2.3.1 Rörströmsmodulering .....	5
2.2.4 Rekonstruktionsparametrar .....	7
2.2.5 Artefakter .....	8
2.3 Lagstiftning .....	9
2.4 Föreskrifter .....	9
2.5 Röntgensjusköterskans yrkesprofession .....	10
2.6 Optimeringsarbete på kliniken .....	10
2.7 Tidigare forskning .....	12
3. Problemformulering .....	14
4. Syfte .....	14
5. Metod .....	14
5.1 Studiedesign .....	14
5.2 Urval .....	15
5.2.1 Scanprotokoll .....	16
5.3 Datainsamling .....	18
5.4 Analys .....	19
5.5 Forskningsetik .....	20
6. Resultat .....	20
6.1 Kvantitativa resultat .....	21
6.1.1 Stråldoser .....	21
6.1.2 Brusmätning .....	22
6.2 Kvalitativa resultat .....	23

6.2.1 Visuell bildgranskning.....	23
6.2.1.1 Artefakter .....	23
6.2.1.2 Brus .....	25
6.2.1.3 Upplösning .....	26
7. Diskussion .....	27
7.1 Metoddiskussion.....	27
7.2 Resultatdiskussion .....	29
7.2.1 Stråldoser .....	29
7.2.2 Brusmätning.....	30
7.2.3 Visuell bildgranskning.....	31
7.2.3.1 Artefakter .....	31
7.2.3.2 Brus .....	31
7.2.3.3 Upplösning .....	32
7.3 Konklusion .....	32
7.4 Pedagogisk implikation .....	33
Referenslista .....	34



# 1. Inledning

Datortomografiundersökning (DT) är en diagnostisk metod som används kliniskt för att diagnostisera ett flertal olika sjukdomar och skador genom att skapa skiktbilder av kroppens organ. En snabb teknikutveckling har lett till att datortomografi blivit en viktig del inom bilddiagnostiken. Dess användningsområde har ökat successivt över de senaste åren och numera genomförs ca 5 miljoner datortomografiundersökningar per år i Sverige. Det ökande antalet av undersökningar kan förklaras med datortomografins många fördelar trots att det finns uppenbara risker med joniserad strålning (SSM 2017a).

Antalet datortomografer per klinik ökar i samband med teknikutvecklingen. På en röntgenavdelning är det inte ovanligt med DT-maskiner från flera olika leverantörer och olika modeller. Det finns ett optimeringsbehov av stråldos och bildkvalitet för att säkerhetsställa och kontrollera DT-protokollen. På Radiologi BoIC, Sahlgrenska Universitetssjukhuset finns sju olika datortomografer från tre leverantörer, GE Healthcare, Siemens Healthcare och Canon Medical System Corporation.

Denna studie har inspirerats av projektplanen skriven av Sara Ku (2018), då ämnet är av intresse och en mycket viktig fråga på kliniken. Studien utfördes för kvalitetssäkring av de befintliga protokollen för DT-Hjärna.

## 2. Bakgrund

### 2.1 Joniserad strålning

En jonisation innebär att strålning med tillräckligt hög energi slår ut elektroner från atomen, även kallad joniserad strålning. Röntgenstrålning är ett exempel på joniserad strålning. Strålning har en påverkan på levande vävnader och kan ge strålskador. Strålskador orsakad av joniserad strålning kan ge två typer av effekter, deterministiska och stokastiska effekter (Isaksson, 2011, s 163–177).

*Deterministiska effekter* är förutsägbara som uppkommer vid höga doser av strålning. Denna typ av effekt uppkommer ofta kort tid efter att vävnad/organ blivit bestrålade. Detta kan leda till en omfattande celldöd vilket innebär att organ som blivit kraftigt bestrålad förlora dess funktion. Deterministiska effekter har en så kallad tröskeldos som innebär om stråldosen överstiger tröskeldosen förvärras skadan i takt med ökad stråldos. Om stråldosen understiger tröskeldosen uppkommer ingen skada effekter (Isaksson, 2011, s 163–177).

*Stokastiska effekter* är slumpmässiga och uppkommer efter DNA-skador som inte leder till celldöd. Antingen sker en cellreparation eller så uppstår mutationer. DNA-skador på könsceller kan leda till ärftliga skador i senare generationer. DNA-skador på övriga celler kan leda till cancer. Sannolikheten för att en DNA-skada uppstår ökar med stråldosen men det finns ingen tröskeldos för när en skada uppstår. Ökad stråldos förvärrar inte skadan utan ökar sannolikheten för att skadan uppstår (Isaksson, 2011, s 163–177).

### 2.2 Datortomografiteknik

Datortomografitekniken uppfanns under 1960-talet. Men det var först på 70-talet som Hounsfield och Cormack tog fram den första kliniska datortomografen och tekniken utvecklades inom medicin. Tekniken bygger på att röntgenröret roterar runt objektet som ska undersökas. På motsatta sidan av röntgenröret finns detektorer som läser av röntgenstrålningen och omvandlar den till elektriska signaler, vilka räknas om till DT-tal och visas som gråskala på bildskärmen. För att kunna undersöka en större volym av ett objekt förflyttas objektet genom det roterande strålfältet (Kalender, 2011, s 18-31).



**Figur 1.** Röntgenröret och detektorn roterar runt objektet. Bild: Schilham, et al. 2010.

### 2.2.1 Stråldos

Strålning i samband med datortomografiundersökning har under de senaste åren blivit ett diskuterat ämne. Generellt ger en DT-undersökning högre stråldos i jämförelse med andra radiologiska metoder som använder sig av joniserad strålning. Stråldosen till patienten för en DT-hjärna, ca 2 mSv enligt strålsäkerhetsmyndigheten (SSM, 2017b) kan jämföras med den bakgrundsstrålning som befolkningen i Sverige exponeras för under ett år, vilket motsvarar ca 1 - 5 mSv (SSM, 2017c).

Den varierande uppbyggnaden av scanprotokoll från olika DT-modeller har en stor påverkan på patientdosen såväl som på bildkvaliteten. Förståelsen för hur bildkvaliteten förhåller sig till stråldosen och de tekniska faktorerna är en viktig faktor i optimeringsarbetet. Den stråldos som patienten exponeras för beror på hur scanparametrarna är inställda i DT-maskinen, något som röntgensjuksköterskan kan påverka (Huda, Ravenel & Scalzetti, 2002).

För att beräkna stråldosen används två värden, DLP (Dose Length Product) och  $CTDI_{vol}$  (Computed tomography Dose Index Volume).  $CTDI_{vol}$  (mGy) beskriver den genomsnittliga absorberade dosen i ett snitt beräknad i ett fantom av plexiglas, 16 cm respektive 32 cm för huvud och kropp.  $CTDI_{vol}$  tar inte hänsyn till den totala exponeringen till den scannade volymen. För att uppskatta den totala stråldosen patienten exponerats för används DLP (mGy\*cm). DLP beräknas genom att multiplicera  $CTDI_{vol}$  med bestrålad längd i cm. DLP kan

användas som ett referensmått för den givna stråldosen för en DT-undersökning. Vid optimering är  $CTDI_{vol}$  det värde som används som referens (Kalender, 2011, s 178-186).

### **2.2.2 Brus och bildkvalitet**

Bildkvalitet inom DT definieras av upplösning, brus och kontrast i bilderna. DT-hjärna ger i regel högre stråldos i jämförelse med andra undersökningsorgan då skallbenet absorberar mycket av stråldosen och hjärnparenkymet ger låg kontrastskillnad på bild. Vid undersökning av hjärnan krävs en högre stråldos för att reducera bruset och kunna urskilja homogena vävnader med små täthetskillnader (lågkontrastupplösning), till skillnad mot buk där fett ger en negativ kontrast som då förstärker kontrasten i organen. För att underlätta bedömningen används en mjuk rekonstruktionsalgoritm och tjockare snitt (Goldman, L.W, 2007).

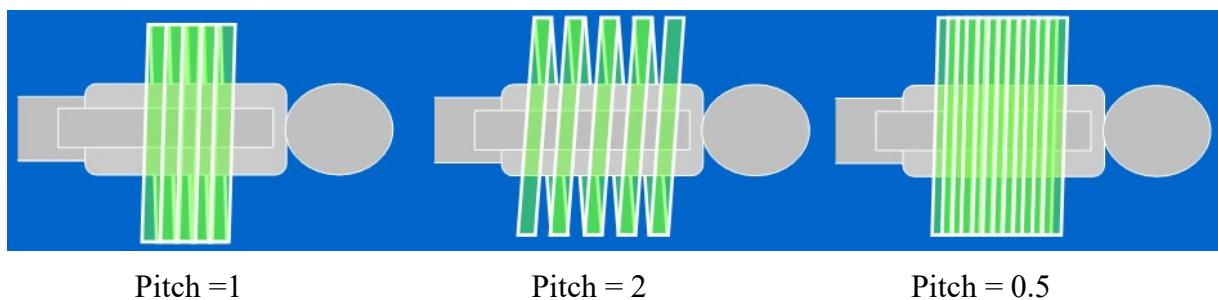
Brus, oskärpa/upplösning och kontrast i bild är beroende av antalet fotoner och energinivån som kommer ut ur röntgenröret. Bildkvaliteten påverkas även av patientstorlek. Det vill säga storleken på den undersökta volymens massa är avgörande för hur mycket fotonerna attenueras/absorberas i undersökt volym. En större patient ger mer brus i bild. En hög mA ger mindre brus i bild och proportionellt högre stråldos till patienten. Därför bör val av exponeringsparametrar sättas i relation till hur god bildkvalitet som krävs för att kunna ge acceptabelt diagnosbara bilder (EUR16262, 2016).

### **2.2.3 Scanparametrar**

Innan en undersökning kan göras måste datortomografens scanparametrar ställas in. Scanparametrarna påverkar stråldosen och därmed bildkvaliteten. Rörspänningen (kV) och rörströmmen (mA) skapar strålningen i röntgenröret. Rörströmmen bestämmer hur stor mängd fotoner som avges från röntgenröret och rörspänningen avgör fotonernas genomträngningsförmåga. Stråldosen till patienten påverkas av rotationstid, kollimering, pitch, patientstorlek och centrerings (Kalender, 2011, s 87-90). Bildkvalitet påverkas även av vilka rekonstruktionsparametrar som används (Andersen, Völgyes & Martinsen, 2018; Brunner, Stern, Minniti, Parry, Skopec & Chakrabarti, 2013).

Raden av detektorer som tar emot röntgenstrålningen möjliggör att ett cirkulärt område med diametern 500 mm kan avbildas, vilket är den maximala bildrekonstruktionen och benämns SFOV (Scan Field of View). Vid en DT-undersökning används ett flugformat "bow-tie" filter vid röntgenröret som filtrerar bort fotoner i strålknipets yttre sidor och jämnar ut den strålning som når detektorn och därmed minskar brus i bild (Gomes-Cardona, Crus-Bastida, Li, Budde, Hsieh & Chen, 2016). För DT-hjärna används "bow-tie" filter som avgränsar strålbredden till SFOV 250- 320 mm (Alkyacin, English, Abramovitch & Rong, 2013; Tsalafoutas, Georgolopoulou & Abatzogloul, 2012; Hsieh, 2015, s 116).

Pitch är en parameter som beskriver förhållandet mellan bordsförflyttning per rotation dividerat med totala kollimeringen (Schilham, 2015). Pitch påverkar stråldosen, antal projektioner och upplösningen i bilden. En högre pitch ger lägre stråldos men mindre information (Sandfort, Ahlman, Jones, Selwaness, Chen, Folio et al, 2016). Vid DT-hjärna rekommenderas pitch upp till 1 eller lägre för att minimera risken för artefakter (Brunner, et al., 2013).



**Figur 2:** Illustrerar påverkan av pitchfaktorn. En högre pitch ger lägre dos men sämre spatiell upplösning och en lägre pitch ger högre dos men bättre spatiell upplösning.

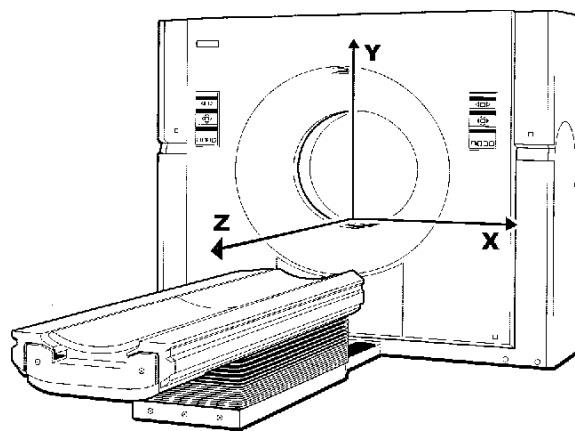
Bild: Nowik, P. (2014). *Protokolloptimering* [PowerPoint-presentation]. Hämtad 2018-12-19 [https://w3.siemens.se/home/se/sv/healthcare/utbildning/bilddiagnostik/datortomografi/documents/nowik\\_protokolloptimering\\_2.pdf](https://w3.siemens.se/home/se/sv/healthcare/utbildning/bilddiagnostik/datortomografi/documents/nowik_protokolloptimering_2.pdf)

### 2.2.3.1 Rörströmsmodulering

Människokroppen är ingen homogen cylinder. Patientens kroppsstorlek varierar vilket innebär att en fast rörström ger en varierande brusnivå. För att bibehålla en konstant brusnivå genom hela undersökningsområdet används Automatic exposure control (AEC). AEC är en teknik som används för att modulera rörströmmen vid exponeringen. Tekniken varierar mellan olika leverantörer, men principen är densamma. Syftet med tekniken är att bibehålla en jämn brusnivå

genom hela avsökningen, utifrån ett förutbestämt brusvärde i undersökt område. (Söderberg & Gunnarsson, 2010).

**GE's** datortomografers teknik bestämmer bildkvalitet utifrån Noise Index (NI) så kallad brusnivå vilket hålls konstant genom hela avsökningen. NI definieras som standardavvikelsen (SD) mätt i en bild rekonstruerad med standardalgoritm av ett bestämt vattenfantoms centrala delar. SD beskriver pixlarnas variation i området som studeras. GE-maskiner modulerar rörströmmen utifrån den senast tagna översiktsskivan med en kombination av Auto-mA i Z-led och Smart-mA i X/Y-led inom ett minimum och maximal mA gränsvärde (Söderberg & Gunnarsson, 2010).



Figur 3. Koordinatorer för bildplan; x-, y-, och z-led. Bild hämtad 2018-12-19 från:

<https://www.semanticscholar.org/paper/Radiation-dose-in-computed-tomography-of-the-heart.-Morin-Gerber/7eff5888c59a8685eacda93b0490d60998551f1e/figure/1>

**Canon** kombinerar två rörströmsmoduleringar, Sure Exposure i Z-led och Sure Exposure 3D i X/Y-led vilket kan variera mellan ett minimum och maximalt mA-värde. Här modulerar AEC utifrån ett SD där brusnivån hålls konstant. Sure Exposure 3D modulerar rörströmmen från patientens diameter i frontal och lateral avsökningen för varje rotation. Sure Exposure modulerar från den senaste översiktsskivan (Söderberg & Gunnarsson, 2010).

**Siemens** system för rörströmsmodulering, CARE Dose 4D modulerar rörströmmen utifrån ett referens mAs (Quality ref. mAs) som är framräknat för en normalstor 75 kg vuxen person. Detta ref. mAs ger en referens på önskad bildkvalitet och kan regleras efter hur god bildkvalitet som önskas och patientstorlek. Styrkorna weak, average eller strong ställs in för varje protokoll utifrån patientstorlek och hur mycket brus som tolereras i undersökningen. DT-hjärna är inställd

på average. Kroppsstorleken och dess attenuering på översikt bilden är grunden för hur rörströmmen moduleras i Z led. I X/Y-led moduleras rörströmmen utifrån föregående rotation (Söderberg & Gunnarsson, 2010).

## 2.2.4 Rekonstruktionsparametrar

Med rekonstruktionsparametrar bearbetas bilden matematiskt i efterhand vilket påverkar bildkvalitén. Rekonstruktionsfilter som även benämns *Filter*, *Kernel* eller *Algoritm* är en av de rekonstruktionsparametrar som används för att hantera skärpa och brus i bild. För ben används ett skarpt rekonstruktionsfilter som förstärker små strukturer och detaljer. Genom att använda rekonstruktionsfiltrens olika nivåer kan bildernas skärpa och upplösning förändras. Detta är en avvägning då högre skärpa ger högre brus i bilden. Däremot ger ett mjukare rekonstruktionsfilter mindre brus men minskad detaljupplösning. Rekonstruktionsfilter väljs beroende på vilket organ som ska undersökas. Vid bildoptimering av DT-hjärna används ett mjukt filter för att framställa anatomiska strukturer med små kontrastskillnader (Goldman, 2007; Bukh, Laqmani, Schultendorff, Hammerle, Sehner & Adam, 2013).

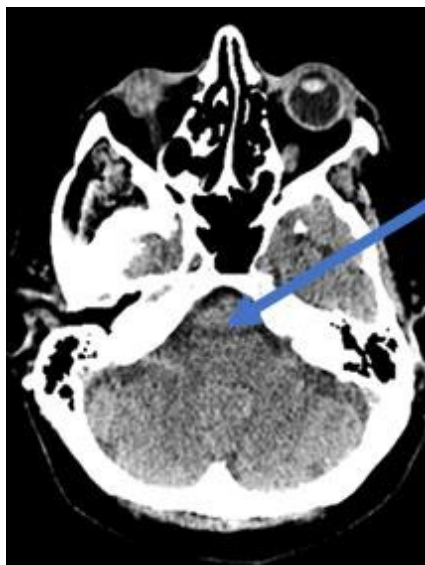
Display View of Field (DFOV) är den bildyta som visas i bildmatrisen på skärmen och behöver inte vara lika med den yta som avläses i datortomografen (Aspelin & Forsberg, 2008). Matrisstorleken är vanligast 512x512 bildpunkter vilket gör att upplösningen i bilden blir påverkad av hur brett område som visas. Det här innebär att DFOV aldrig kan vara större än SFOV. Att minska DFOV överdrivet mycket medför en försämrad visualisering av objektet. Därför bör SFOV alltid anpassas efter objektet så att pixelstorleken inte behöver förstoras i matrisen det vill säga genom zoomning eller minskat DFOV (Aspelin & Forsberg, 2008).

Filtrerad bakåtprojektion (FBP) har varit den huvudsakliga processen för rekonstruktion av datortomografibilder. I takt med att datorkapaciteten i DT-apparaterna blivit allt snabbare och mer kraftfulla har Iterativ Rekonstruktion (IR) kunnat implementeras. Metoden kräver flera matematiska beräkningar och är beroende av bland annat fokus, dosnivåer, matris och patientstorlek i det undersökta området. IR rekonstruerar fram bilder med mindre brus utan att förlora detaljupplösning och kantförstärkning. Däremot kan brusreduktionen påverka bildupplösningen negativt (Andersen, et al., 2018; Hsieh, 2015, s 90-102)

## 2.2.5 Artefakter

I en DT-bild skapas flera tusen projektioner varav varje projektion innehåller tusentals mätvärden. De mätvärden som uppträder som fel i de rekonstruerade bilderna är artefakter. DT-artefakter är vanlig förekommande och kan uppstå av olika skäl. Kunskap om artefakter är viktigt då det kan vara störande för bilddiagnostiken eller till och med orsaka feldiagnostik. Artefakter i DT-bild kan orsakas av flera olika faktorer bl.a. patientens fysik, systemets uppbyggnad, suboptimal användning av DT-maskinen mm. (Sandfort, et al., 2016; Hsieh, 2015, s 245-247).

Det finns många olika typer av artefakter såsom rörelseartefakter, beam-hardening artefakter, ringartefakter, windmill artefakter mm. Beam-hardening artefakter orsakas av fotonens energi. När röntgenstrålen passerar ett tätt objekt är det mer sannolikt att den bromsas och absorberas vilket tolkas som att den passerat ett mindre dämpande objekt. Detta resulterar till ett lägre HU-värde och bilden kommer därmed att presenteras som mer svart (lågattenuerad stråk). Spiralartefakter eller s.k. windmill artefakter förekommer i scan med spiralteknik. Då gantryt roterar samtidigt som bordet förflyttas konstant i z-led medför det att raden av detektorer samlar informationen i en spiral, vilket kan orsaka störningar. Spiralartefakter påverkas bl.a. av antalet detektorer och pitch. (Sandfort, et al., 2016; Hsieh, 2015, s 247-280).



**Figur 4.** Beam-hardening artefakt visar sig som ett lågattenuerande stråk Bild från: <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/ct-artefacts>



## 2.3 Lagstiftning

Lagstiftningen fastslår att den som bedriver verksamhet med joniserad strålning är skyldig att optimera strålskyddet vilket innebär att begränsa sannolikheten för bestrålning, antalet bestrålade personer och dessutom begränsa den individuella stråldosen (Strålskyddslagen, SFS 2018:396). Optimering av exponering ska göras för varje diagnostisk undersökning och behandling som den exponerade utsätts för enligt övergripande bestämmelser. Syftet är att uppnå en så låg stråldos som möjligt utan avkall på diagnostisk information.

I optimeringsarbetet ingår val av modalitet, undersökningsmetod, kvalitetssäkring och utvärdering av rutiner och patientstråldoser. Det ska finnas evidensbaserade metodbeskrivningar, skrivna utifrån beprövad erfarenhet. De stråldoser som patienten utsätts för vid varje datortomografiundersökning ska dokumenteras i journalen. Detta möjliggör kvalitetsgranskning (SSMFS 2018:5). Hälso- och sjukvårdslagen (2017:30) fastslår att den verksamhet som bedrivs och de diagnostiska metoder som används ska vara kvalitetssäkrade och etiskt bedömda ur individ- och samhällsaspekt.

## 2.4 Föreskrifter

Röntgenexponering som sker under ett kalenderår ska enligt nya föreskrifter rapporteras till Strålsäkerhetsmyndigheten. Detta inkluderar de vanligaste datortomografiundersökningar såsom hjärna, hals, thorax, buk mm. En rapport från den radiologiska verksamheten ska innehålla uppgifter om antalet genomförda undersökningar samt den genomsnittliga stråldosen för 20 st undersökningar av varje kategori (SSMFS, 2018:5).

Diagnostisk referensnivå är en beräknad stråldos rekommenderad av SSM för kliniken att förhålla sig till. Referensdosen beskrivs i  $CTDI_{vol}$  och DLP med övre och nedre gränsvärden. För DT-hjärna bör stråldoserna enligt SSMFS (2018:5) ligga inom gränsvärdena 30 till 60 mGy för  $CTDI_{vol}$ . För DLP är gränsvärdena satt till 500 – 1000 mGy\*cm. Diagnostiska referensnivåer ger också kliniken ett verktyg i optimeringsarbetet då onödigt höga stråldoser kan identifieras och åtgärdas (SSMFS 2018:5).

ALARA (As Low As Reasonable Achievable) principen bygger på den internationella strålskyddskommissionens rekommendationer, vilket innebär ett arbetssätt för att motverka

skadliga effekter av joniserad strålning. Syftet med ALARA är att begränsa stråldosen så lågt som rimligen är möjligt i enlighet med de kliniska kraven. Det ska finnas en motivering till att en undersökning utförs med joniserad strålning. Ingen diagnostisk exponering ska utföras utan ett kliniskt övervägande där nyttan är större än riskerna. Alternativa diagnostiska metoder som t.ex. magnetresonans tomografi (MRT) eller ultraljud ska övervägas först som diagnostisk metod. Radiologen har ett övergripande ansvar för undersökningen och är även den som avgör om en DT-undersökning är berättigad (European Guidelines [EUR16262], 2016).

## 2.5 Röntgensjuksköterskans yrkesprofession

I yrkesetiska koden för röntgensjuksköterskor finns fyra huvudområden där röntgensjuksköterskan ska verka etiskt; med vårdtagaren, i professionen, som yrkesutövare och i samhället. Röntgensjuksköterskan deltar i arbetet för att minimera stråldosen till patienten. Röntgensjuksköterskan har ett ansvar för forskning och evidensbaserad utveckling av kunskapsområdet. Inom kunskapsområdet radiografi är röntgensjuksköterskan en auktoritet med möjlighet att påverka samhället och miljön (Örnberg & Eklund, 2008).

I stråldosoptimeringen är röntgensjuksköterskan en av professionerna som aktivt arbetar med stråldos och bildkvalitet, detta tillsammans med andra yrkesprofessioner såsom sjukhusfysiker och radiologer. Optimeringsgruppen tar fram undersökningsparametrar för aktuellt DT-protokoll från de protokoll som skall optimeras. Röntgensjuksköterskan uppdaterar datortomografens scanprotokoll efter optimeringsgruppens beslut (Bilaga 1).

## 2.6 Optimeringsarbete på kliniken

När en diagnostisk undersökning är berättigad är det viktigt att undersökningen optimeras. Referensnivåer kan användas som ett hjälpmedel för att optimera stråldosen. Tre aspekter är viktigt att ta hänsyn till: 1. Undersökningens bildkvalitet. 2. Stråldos till patienten. 3. Val av undersökningsteknik. Målet är att fastställa riktlinjer för kvalitetskriterier i samband med DT-undersökningar (EUR 16262, 2016).

Optimering av stråldos och bildkvalitet är en viktig del i kliniken. Med kontinuerligt optimeringsarbete kan stråldos reduceras med bibehållen bildkvalitet (Huda, Chamberlain,

Rosenbaum & Garissi, 2001). För att kunna reducera stråldosen vid en DT-undersökning krävs kontinuerligt arbete med scanprotokollen. Den stora utmaningen är att hitta ett optimalt protokoll där stråldosen är så låg som rimligen är möjlig för att ge bilder med diagnostisk acceptans. Scanprotokollen avgör DT-undersökningens slutliga dosnivåer och bildkvalitet. Protokollen är även ett sätt för kvalitetssäkring där personal som arbetar med DT kan utföra undersökningarna så likvärdigt som möjligt (Bilaga 1; Kofler, Cody & Morin, 2014; SSM 2018:5).

Arbetet med protokolloptimering i team är en viktig del i kliniken. Arbetsgruppen ska bestå av olika yrkesprofessioner där varje yrkesroll har ett specifikt ansvar. Radiologen, den kliniska experten ansvarar för att bildkvaliteten är tillräckligt bra/acceptabel. Radiologen ska även ta fram kvalitetskriterier för bildmaterialet. Sjukhusfysikern ansvarar för den tekniska delen och kan föreslå typ av teknik och scanparametrar. Sjukhusfysikern ansvarar även för stråldosberäkningen och sammanställningen av granskningsresultatet. Röntgensjuksköterskan ansvarar för genomförandet av undersökningen och kan ge synpunkter på exempelvis protokollens begränsningar. Röntgensjuksköterskan ansvarar även för implementering av optimeringsarbetet på varje enskild DT-maskin. Tillsammans har teamet ett gemensamt ansvar för fortlöpande rapportering av optimeringsarbetet (Bilaga 1; Kofler, et al. 2014).

Alla protokollförändringar bör diskuteras i optimeringsgruppen. En översyn över protokollen diskuteras i teamet där frågor såsom: röntgensjuksköterskans problem med undersökningsprotokollet, Feed-Back mellan radiolog och röntgensjuksköterskan samt radiologernas acceptans av bildkvaliteten. I teamet diskuteras även klinikens stråldoser i förhållandet till de nationella referensvärdena för  $CTDI_{vol}$  och DLP samt fortsatt arbete med stråldosoptimering. (Bilaga 1; Kofler, et al. 2014).

På Sahlgrenska Universitetssjukhuset prioriteras optimeringsarbete med fyra bitars-metoden:

- Bildkvalitets acceptans
- Är undersökningen viktig?
- Notera höga stråldoser
- Speciella doshänsyn

Optimeringsarbetet i gruppen sker baserat på ovanstående metod, med kontinuerligt arbete för stråldosreducerande åtgärder och bibehållen/förbättrad bildkvalitet (Hansson, Sund, Jonasson, Månsson & Båth, 2010; Bilaga 1).

En annan viktig del i optimeringsarbetet är att identifiera eventuella protokoll som inte är konsekventa vad gäller metod. Alla protokoll på en maskin, där en rutin hjärna är inkluderad bör exempelvis utgå från ett optimerat DT-hjärna protokoll. När ett protokoll ska ändras bör detta ske stegvis för att undvika negativt resultat. Användandet av ett fantom i syfte för att protokolloptimera kan vara ett bra sätt för att säkerställa bildkvaliteten. Efter protokolländringen bör optimeringsteamet resultaten granskas och utvärderas (Kofler, et al. 2014).

## 2.7 Tidigare forskning

Tidigare forskning har visat på svårigheter att översätta scanprotokoll mellan datortomografer från olika leverantörer då AEC inte fungerar på samma sätt. Däremot fungerar det bättre mellan olika datortomografer av samma märke även då detektorkonfigurationen inte är densamma (McKenney, et al., 2014).

Likvärdiga scanprotokoll i olika DT-modeller har i tidigare studier visat sig ge en varierad stråldos. Stråldosvariationen har även visat sig på DT-maskiner av samma modell. Dosvariationen beror i huvudsakligen på datortomografens prestanda men också hur scanprotokollet är uppbyggt. Den stråldos som patienten får är beroende av bl.a. rörspänning, rörström, scanlängd, pitch, filtrering, kollimator, patientstorlek etc. (Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G, 2011)

Globalt ökar medvetenheten om DT-verksamhetens allt mer ökande strålningsbelastning på jordens befolkning. Arbete utförs för att minimera stråldosen genom att optimera scanprotokoll för datortomografi. Studier tittar på CTDI<sub>vol</sub>, DLP och mäter brus i bild i jämförelser mellan olika datortomografer (Sookpeng, Martin, Cheebsumon & Pengpan, 2016)

I USA föreslås en optimeringsgrupp med radiolog, sjukhusfysiker och röntgensjuksköterska som arbetar med optimering av stråldos och bildkvalitet. Teamet går igenom protokoll som bör

ändras, små stegvisa förändringar i protokollen och därefter utvärdering och granskning. Arbetet med ett optimeringsteam innebär säker och effektiv metod för att förbättra scanprotokollen (Kofler, et al., 2014).

I Grekland utfördes en fantomstudie på olika datortomografer avseende stråldos och bildkvalitet. De fann att stråldoser från datortomografer i landet låg generellt under EUR's (EUR 16262, 2016) rekommenderade dosnivåer och att maskiner av samma märke och ålder kunde skilja sig avsevärt i stråldoser. Det fanns även datortomografer som gav för höga stråldoser på DT-hjärna. Vilket ger en implikation till att ett återkommande arbete med dosoptimering bör utföras (Simantirakis, Hourdakos, Economides & Dimitriou, 2011).

En fantomstudie i Schweiz studerade om fantomoptimerade scanprotokoll kan användas kliniskt genom att undersöka ett plexiglas-fantom och ett antropomorft fantom i form av gris. Av 16 scanprotokoll behölls den ursprungliga stråldosen i fem scanprotokoll, plexiglas-fantomoptimeringen gav 20 – 38 % lägre dos i två protokoll och grisfantomet sänkte stråldosen i resterande nio scanprotokoll med 17 – 38 % (Zarb & McEntee, 2013).

I Sverige har studier (Ledenius, 2011; Löve, 2013) undersökt skillnader i stråldos och bildkvalitet mellan olika datortomografer. Ledenius, K (2011) studerade datortomografi av barn med fokus på minimering av stråldos i förhållande till bildkvalitet. Studien tog även bildgranskningen i beaktande avseende inter-observer variabilitet. Studien visade att optimering av scanprotokoll kan göras utifrån radiologers accepterade brusnivåer i bild. Studien visade även att dessa brusnivåer kan anpassas efter åldersgrupper och på så vis minimera stråldoserna utan att förlora bildkvalitet.

Löve, Á (2013) forskade på nya metoder för att förbättra bildkvalitén på DT. Studien visade att det var stora skillnader mellan radiologers subjektiva bedömning av bildkvalitet gentemot den objektiva bildkvalitetsmätningen. IR förbättrar bildkvalitet i bilder över huvud och nacke vilka även ger god överensstämmelse vid inter-observer studie.

### **3. Problemformulering**

DT-undersökningen har blivit en alltmer vanlig diagnostisk metod vilket också har inneburit ökande av antalet datortomografer på klinikerna. Det är vanligt att en röntgenavdelning har DT-maskiner från flera olika leverantörer och modeller, särskilt på stora sjukhus. Jämförandet av stråldos och bildkvalitet mellan olika DT-maskiner är en svårighet då varje modell av DT är uppbyggd på olika sätt. DT-maskinernas olika prestanda medför att scanparametrar inte kan kopieras utan att stråldos och bildkvalitet påverkas. Röntgensjuksköterskor kan uppleva en otrygghet i att utföra undersökningar på patienter med nya och oprövade scanprotokoll.

Dagligen har röntgenavdelningen patienter som genomför DT-Hjärna av flera olika orsaker, akut diagnostik, pre-/postoperativ kontroll, efter trombolysbehandling, dränläge etc. Vilken DT-maskin som patienten kommer att undersökas på är beroende på avdelningens logistik. På en klinik med flera olika DT-modeller medför det ett praktiskt problem med att standardisera protokollen och optimera undersökningen. Det finns ett behov av en mer standardiserad metod och ett arbetssätt på kliniken där datortomograferna kan användas på ett sätt som resulterar i likvärdiga undersökningar oberoende av leverantör och modell.

### **4. Syfte**

Syftet med denna studie är att beskriva skillnaderna i stråldos och bildkvalitet mellan de sju datortomografernas scanprotokoll på radiologi Sahlgrenska med fokus på DT- hjärna.

### **5. Metod**

#### **5.1 Studiedesign**

En prospektiv mixed-method studie har tillämpats i detta arbete då granskning av bildkvalitet innehåller både objektiva och subjektiva aspekter. Insamlad mätdata sammanställdes i stapeldiagram för kvantitativ jämförelse. En kvalitativ innehållsanalys av nedskrivna texter från den visuella bildgranskningen utfördes. Meningsbärande enheter extraherades sedan till underkategorier och huvudkategorier. Den kvalitativa delen kan då ge en ökad förståelse av kvantitativ data som insamlats (Graneheim & Lundman, 2004; Polit & Beck, 2012, ss. 577-578).

Studien utfördes vid radiologiska avdelningen Bild och Interventionscentrum (BOiC) på Sahlgrenska Universitetssjukhus i Göteborg. En fantomstudie har genomförts där ett skallfantom undersökts med de kliniska DT-Hjärna protokollen på samtliga sju datortomografer. Alla teknikparametrar har dokumenterats, bilderna har visuellt utvärderats och stråldoserna mellan DT-maskinerna har jämförts.

- Stråldosen dokumenterades genom att notera  $CTDI_{vol}$  och DLP före scan samt efter scan.
- Bruset mättes i en cirkulär region of interest (ROI) med en area på  $1\text{ cm}^2$ .
- Gemensam visuell beskrivning där meningsbärande enheter kondenserades till underkategorier och huvudkategorier.

## 5.2 Urval

Studien genomfördes på samtliga sju datortomografer från leverantörerna, Somatom Force, Definition Edge (Siemens, Erlangen, Tyskland), Discovery CT 750 HD nr 1, Discovery CT 750 HD nr 2, Optima CT 660, Revolution CT (GE Health Care, Waukesha, USA) och Aquilion Prime (Canon Medical Systems Corporation, USA, Japan).

Ett antropomorft skallfantom bestående av ett skelett ingjutet i plexiglas, där hjärnhålan är fylld med akrylmaterial av mjukdelsliknande attenuering för att simulera mjukvävnad, har använts. Skallfantomet undersöktes med ett färdigt standardprotokoll för rutin hjärna på samtliga DT-maskiner. Skallfantomet lades i huvudstöd och fixerades med hjälp av huvudstödsuddar. Inför studien märktes fantomet upp med referenslinjer för x- y- och z-led både lateralt och medialt för att säkerställa likvärdig bildtagning på de olika datortomograferna.



**Figur 5.** Skallfantom med markerade referenslinjer för centrering. Fixerat i huvudstöd med kilkuddar.

### **5.2.1 Scanprotokoll**

Undersökningarna utfördes med singelenergiteknik på tredje generationens datortomografer. Scanlängden inkluderade hjärnan från C1 till skalltoppen, 15 cm i z-led, vilket motsvarar en normal vuxen hjärna. Samtliga undersökningar utfördes med 120 kV med AEC (rörströmsmodulering). ODM (organdosmodulering) användes på de DT-maskiner som hade denna funktion inlagt i scanprotokollet. ODM sänker stråldos över strålkänsliga organ som direkt bestrålas. Nedan presenteras tabeller över scan- samt rekonstruktionsparametrar som användes vid undersökningarna.



**Tabell 1.** Visar scanparametrar för DT-Hjärna på samtliga datortomografer. AEC presenteras av GE och Canon med ett brusvärde s.k. Noise Index (NI) och SD (standarddeviation). Siemens justerar brusnivån baserat på en referens mAs. Pitch presenteras på Canon Aquilion Prime med PF- pitch factor och HP- helical pitch.

	GE Optima CT660	GE Discovery CT750 HD nr 1	GE Discovery CT750 HD nr2	GE Revolution CT	Siemens Edge	Siemens Force	Canon Aquilion Prime
Scantyp	Spiral	Spiral	Spiral	Spiral	Spiral	Spiral	Spiral
Detektorbredd (mm)	20	20	20	40	24	38.4	20
Detektorelement i z-led (mm)	0.625	0.625	0.625	0.625	0.6	0.6	0.5
Rotationstid (s)	1	0.6	0.6	0.6	1	1	1
Pitch	0.531	0.531	0.531	0.516	0.6	0.55	PF 0.625 HP 25
Scanlängd (mm)	150	150	150	150	150	150	150
SFOV	Head	Head	Head	Head	Small	Small	Small
mA (min-max)	100-200	150-300	150-300	100-340	34-1110 (mAs)	37-1818 (mAs)	10-220
kV	120	120	120	120	120	120	120
ODM över ögon	Ja	Ja	Ja	Ja	Nej	Nej	nej
AEC	NI 2.8	NI 3.4	NI 3.4	NI 2.4	Quality refmAs 320	Quality refmAs 300	SD 1.8

**Tabell 2.** Visar rekonstruktionsparametrar för DT-Hjärna på samtliga datortomografer. Leverantörerna presentera IR på följande sätt. GE använder sig av procentuella nivåer mellan 0 – 100 %. Siemens använder sig av skalan 1 – 5 och Canon benämner IR med High, Standard eller Low.

	GE Optima CT 660	GE Discovery CT 750HD nr1	GE Discovery CT 750HD nr2	GE Revolution CT	Siemens Somatom Edge	Siemens Somatom Force	Canon Aqilion Prime
Snittjocklek (mm)	5	5	5	5	5	5	5
Rekonstruktions inkrement (mm)	5	5	5	5	5	5	5
Matematiskt filter	Soft	Soft	Soft	Soft	Hc38	HR40	FC26
DFOV (cm)	23	23	23	23	23	23	22.97
Iterativa rekonstruktioner (IR)	ASIR 30%	ASIR- V 30%	ASIR-V 30%	ASIR-V 50%	SAFIRE Strenght 2	ADMIRE Strength 2	AIDR3D Standard

### 5.3 Datainsamling

Innan datainsamlingen utfördes gjordes en luftkalibrering på samtliga datortomografer. Tunna snitt med mjuk- samt skelettalgoritmer sparades i arkivet där varje undersökning/datortomograf har ett eget vårdprocessnummer. Skallfantomet skannades med dosmodulering med samma snittjocklek för jämförbarhet. Undersökningarna lagrades i BFR (Bild och Funktions Registret) för analys och arkivering.

## 5.4 Analys

För analys användes programvaran syngo.via VB 20A\_HF 05 från Siemens Health Care (Erlangen, Tyskland) på en PC och två LCD-färgskärmar. Skärmarnas storlek är 54 cm och med en upplösning på 1600x1200 bildpunkter avsedda för bildgranskning, EIZIO (Japan).

Utifrån scanprotokollens tekniska parametrar samt bildrekonstruktioner jämfördes undersökningarnas brusnivå, bildkvalitet och stråldos med varandra. Stråldosen för varje scan dokumenterades med hjälp av den beräknade  $CTDI_{vol}$  och DLP före scan samt dos efter scan (dosrapport). Medelvärden av  $CTDI_{vol}$  och DLP dokumenterades för varje fantom-scan.

Den visuella bildgranskningen utfördes i syngovia VB 20 HF 05 och dokumenterades i löpande text. De tunna snitten lades upp på en arbetsstation med två skärmar, där programvaran visade samtliga undersökningar samtidigt. Fönstersättningen ställdes in med window width (WW) 190 och window level (WL) 90. Dessa undersökningar granskades även i fönstersättning för skelett, WW2000/WL400. Alla undersökningar granskades även med snittjocklek 5 mm i fönstersättning WW190/ WL90. Bildkvaliteten utvärderades i en kvantitativ respektive kvalitativ del.

- Kvantitativ bildutvärdering
  - Brusnivån med hjälp av mätverktyg ROI (region of interest), presenterades som standardavvikelse av de ingående CT-tal (HU).
  - Medelvärdet av CT-tal uppmättes i ROI:n. En ROI med area  $1\text{cm}^2$  ritades utanför skullfantomet i luften samt en ROI i mjukdelsliknande vävnad. Dess placering bestämdes med hjälp av två referenslinjer som drogs mellan fyra väl identifierbara punkter.
- Kvalitativ bildutvärdering
  - Delades upp i tre huvudkategorier: Artefakter, Brus och Upplösning.



**Figur 6.** För brusmätning användes referenslinjer för placering av ROI; vit i luft, blå i parenchym.

## 5.5 Forskningsetik

Ett skriftligt godkännande från verksamheten för radiologi Sahlgrenska inhämtades vilket gav tillgång till datortomograferna på kliniken under 2018 (Bilaga 2). Forskningsetiskt resonemang kring stråldos och berättigande är inte aktuellt då studien utförs på ett skallfantom. Att scanna en person sju gånger är inte etiskt försvarbart då personen utsätts för onödig stråldos. En patientinformation har utformats som ett led i den lärande processen.

## 6 Resultat

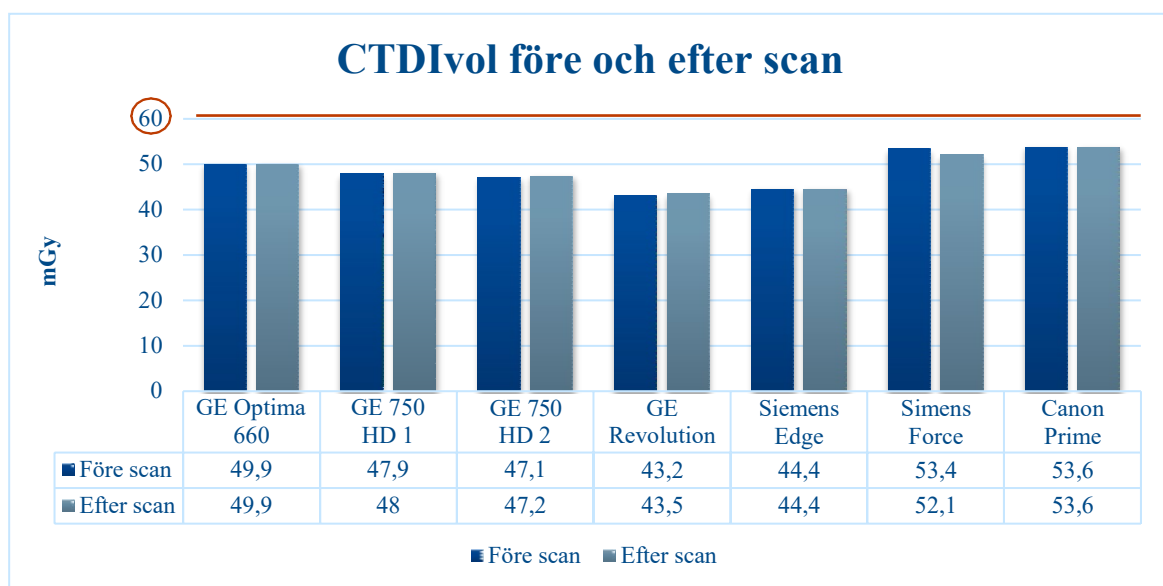
Resultatet visar att det finns en viss skillnad mellan de sju datortomograferna avseende stråldos, mätbart brus och hur bilderna presenteras på bild. Artefakter är mer tydliga i alla fyra datortomografer från GE, medan brus är både mätbart tydligare och mer synligt i bilder från Siemens datortomografer. Canon Aquillion Prime är den maskin som ger högst stråldos och samtidigt som bilderna visas med lågt brus och artefakter. Vilket kan härledas till datortomografernas olika tekniska förutsättningar.

De kvantitativa resultaten presenteras nedan med rubrikerna *stråldoser* och *brusmätning*. De kvalitativa resultaten presenteras med rubriken *visuell bildgranskning* med underrubriker som de teman vilka utkristalliserades vid innehållsanalysen.

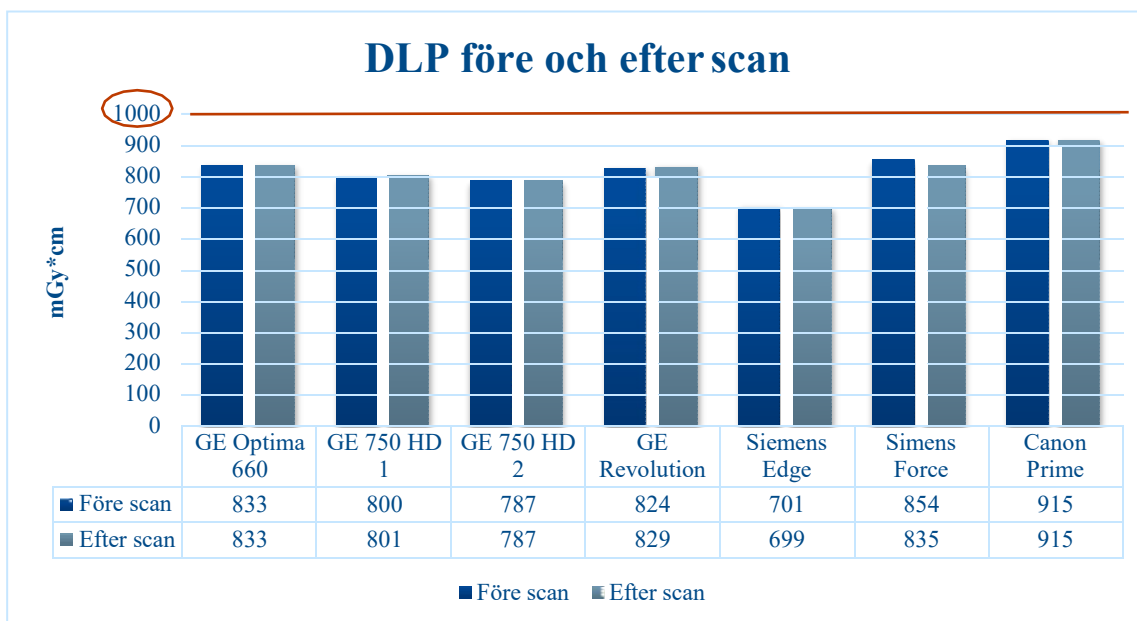
## 6.1 Kvantitativa resultat

### 6.1.1 Stråldoser

Den slutliga CTDI<sub>vol</sub> för de sju DT maskinerna har ett medelvärde på 48,8 mGy (range 43,5-53,6 mGy). GE Revolution gav lägst och Canon Aquilion Prime gav högst CTDI<sub>vol</sub> efter scan. Medelvärdet för DLP efter scan var 814 mGy\*cm (range 699-915 mGy\*cm). Siemens Somatom Edge gav lägst DLP och Canon Aquilion Prime gav även här högst DLP efter scan. GE Optima 660, GE CT 750HD nr 1 och nr 2 gav likvärdig CTDI<sub>vol</sub>.



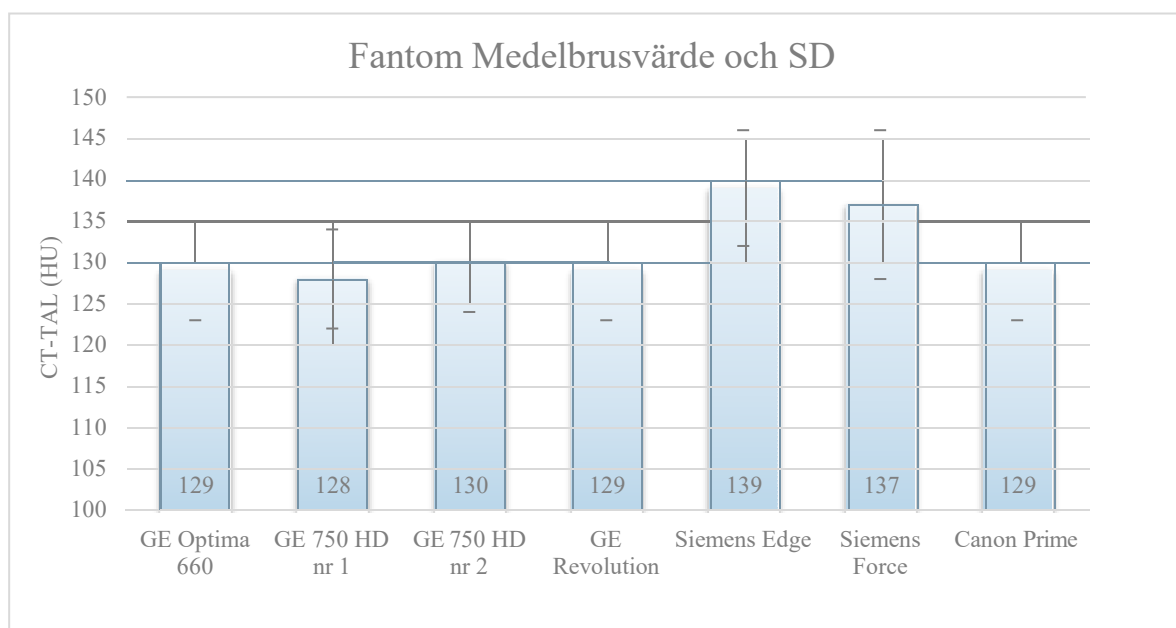
**Figur 7.** Presenterar CTDI<sub>vol</sub> (mGy) för respektive datortomograf och SSM's övre gränsvärde för CTDI<sub>vol</sub> är angiven med en röd linje. Den vänstra stapeln för respektive DT visar värdet före scan medan det högra visar värdet efter scan.



**Figur 8.** Presenterar DLP (mGy\*cm) för respektive datortomograf och SSM's övre gränsvärde för DLP anges som en röd linje. Den vänstra stapeln för respektive DT visar värdet före scan medan det högra visar värdet efter scan.

## 6.1.2 Brusmätning

Bruset mätt i luft visar en samstämmighet för medelvärdet av CT-tal. Ett beräknat medelvärde på CT-talet i fantom plexiglas 132 HU (varierar mellan 128-139 HU) med ett brus på en standardavvikelse mellan 5 – 9 HU. Canons medelvärde och standardavvikelse liknar mer GE än Siemens. Siemens Force är den datortomograf som har störst standardavvikelse. Siemens datortomograferna har högre brusvärden, där Siemens Edge har det högsta med 139 HU.



**Figur 9.** Visar medelvärdet (blå stapel) för CT-tal och brus som en standardavvikelse (SD) i fantom, plexiglas.

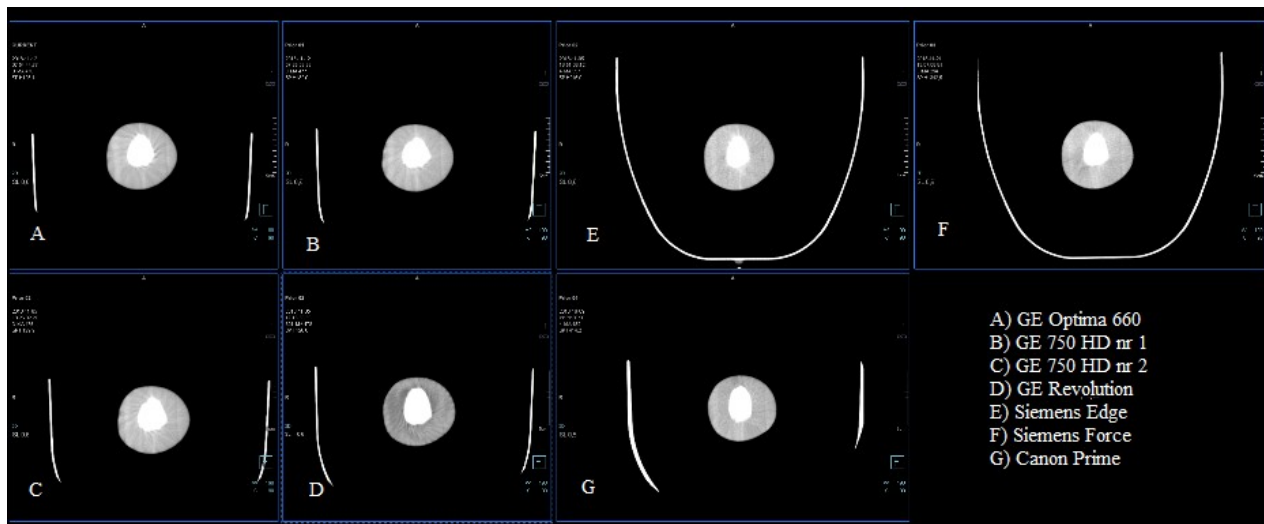
## 6.2 Kvalitativa resultat

Den visuella granskningen redovisas enligt de huvudkategorier som utkristalliserade sig vid den kvalitativa bildgranskningen (Bilaga 3).

### 6.2.1 Visuell bildgranskning

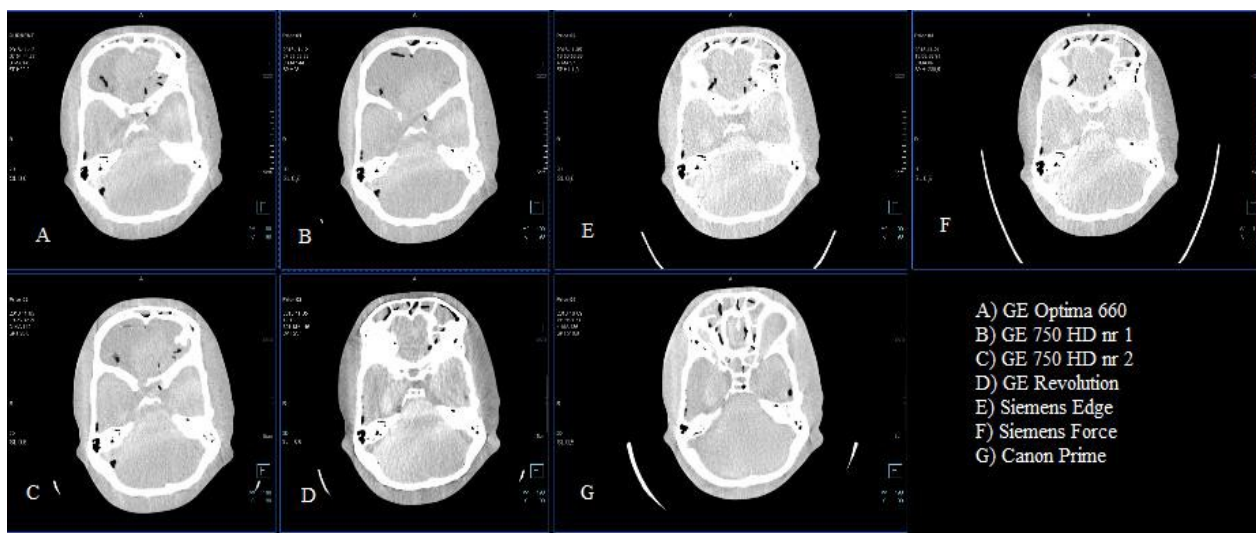
#### 6.2.1.1 Artefakter

Vid skalltoppen ses vertikala linjer vilka tolkas som fantomspecifika strukturer på de tunna snitten. Vidare ses spiralartefakter på samtliga undersökningar. Datortomograferna GE CT 750HD nr 1 och 2, GE Optima 660 samt GE Revolution CT har mer markanta artefakter än Siemens- och Canon- maskinerna. Fantomspecifika strukturer ses på samtliga undersökningar men GE Revolution har kraftigare windmill artefakter vilket döljer de fantomspecifika strukturer. På Canon Aquilion Prime, Siemens Somatom Edge och Siemens Somatom Force ses ”beam-hardning” effekter som inte döljer de fantomspecifika strukturerna. Canon Aquilion Prime uppvisar minst spiral artefakter.



**Figur 10.** Wind-mill artefakter väl synliga i bild. Mer markant för GE Revolution, bild: D

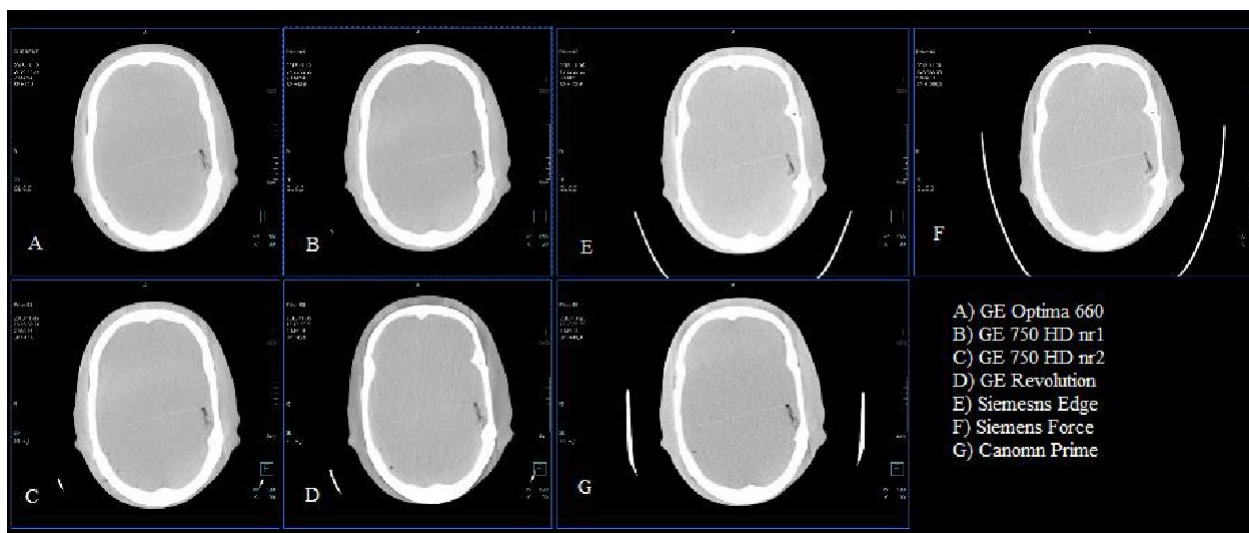
Det ses stråk- samt "beam-hardning" artefakter i bakre skullgrop och temporalbensnivå i alla sju undersökningar i fönstersättning WW190/WL90. Temporalbenen ger stora artefakter i bilder från Siemens Edge och GE Revolution. Spiral-artefakter försvinner visuellt och skelettet visualiseras med god bildkvalitet i alla datortomografers undersökningar vid granskning med tunna snitt i benfönster, WW2000/WL400.]



**Figur 11.** Beam-Hardening med fönstersättning WW190/ WL90

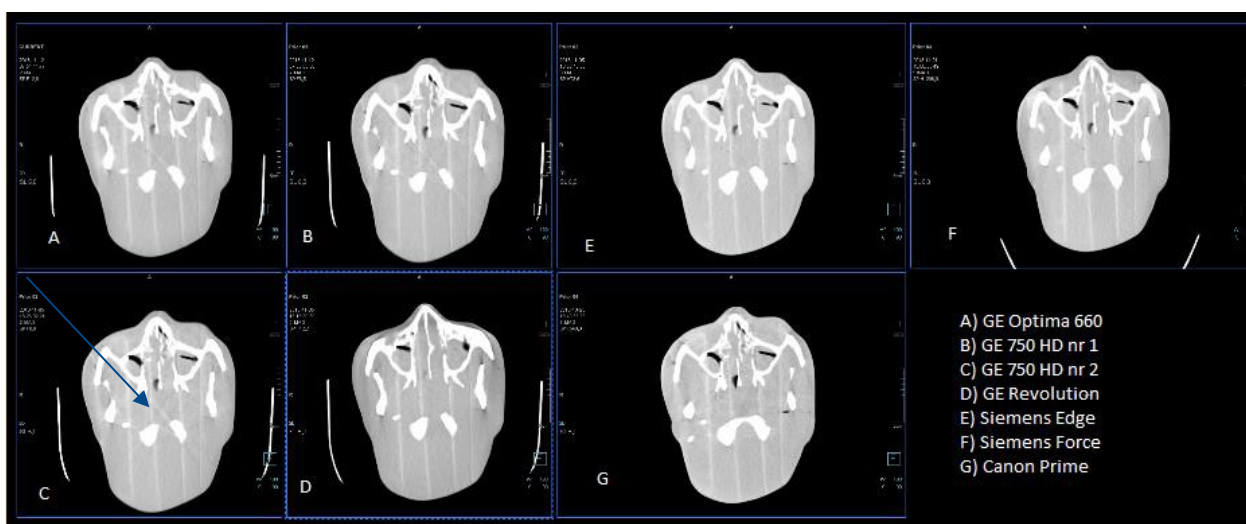
I alla undersökningar ses en fantomspecifik struktur som en linje genom fantomet när 5mm bilder granskas med fönstersättning WW190/WL90. Linjen representerar gjutningsyta mellan två lager av plast. Däremot är spiral-artefakter inte synliga i denna snittjocklek.





**Figur 12.** Fantomspecifik struktur, gjutningslinje väl synlig på 5mm tjocka snitt.

På undersökningarna från GE Optima 660, GE CT 750HD nr 1 och nr 2 ses i sinus maxillaris nivå artefakter från ben betydligt mer än i undersökningar från Siemens och Canon. Där Canon tolkas ha den bästa visualiseringen av området.

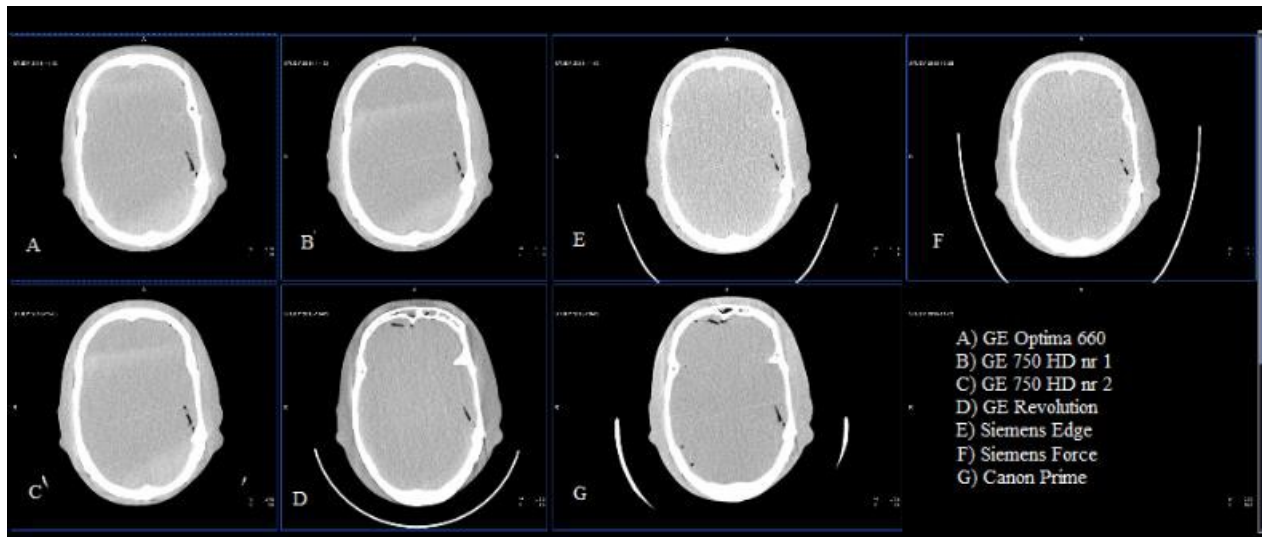


**Figur 13.** 5mm snitt med vertikal fantomspecifik struktur samt artefakt, (bild C) blå pil.

### 6.2.1.2 Brus

Brus och grynighet i bild tolkas vara högre i de undersökningarna från Siemens datortomografer än i undersökningar från övriga datortomografer med tunna snitt. I höjd med Sinus maxillaris ses vertikala fantomspecifika linjer (se figur 12). GE visualiserar dessa tydligast medan Siemens Edge visualiserar linjerna mindre tydligt då de döljs i brus. En linje löpande tvärs

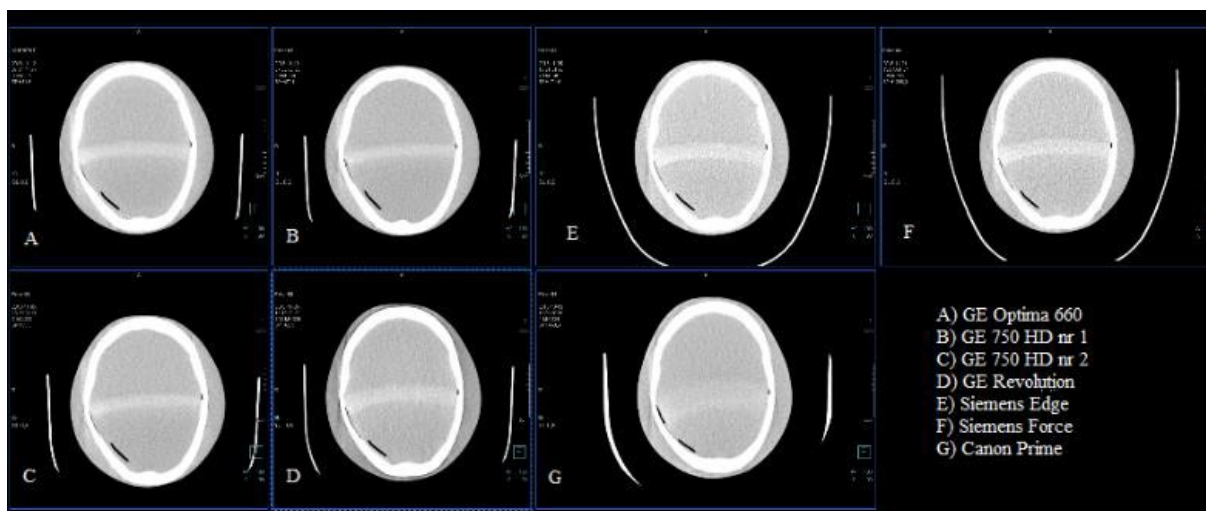
genom fantomets mjukdelsstruktur syns i sin hela längd från skallens vänster till höger sida i undersökningarna från GE- och Canon-datortomografer. I bilderna från Siemens datortomografer drunknar linjen i bildbrus. Siemens Edge har mer brus och grynighet i bild än Siemens Force och båda datortomograferna ger visuellt mer brus än övriga datortomografer.



**Figur 14.** Brus i bild mer tydligt på tunna snitt i Siemens Edge och Siemens Force, Bild E och F.

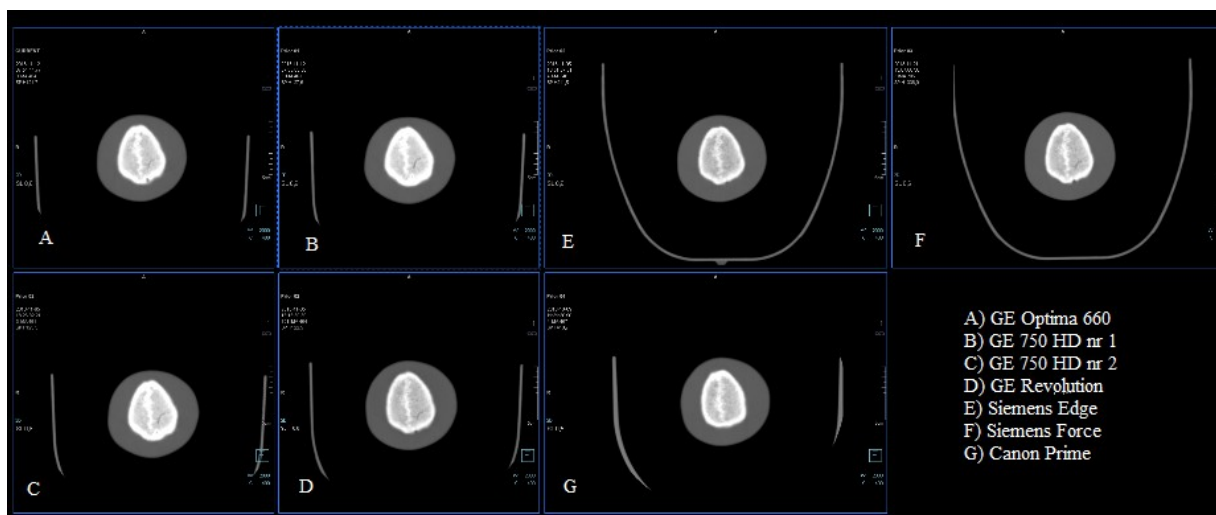
### 6.2.1.3 Upplösning

Fantomspecifik struktur visualiseras i olika hög grad i undersökningarna med tunna snitt. I bilderna från Canon visualiseras strukturen bredare, mer diffust och mindre avgränsad än i de andra datortomografernas undersökningar. I Siemens bilder blir denna struktur mer kontrastförstärkt medan mjukdelsstrukturen blir mindre kontrastrik i bilder från GE datortomografer. Fantomets mjukdelsstruktur är synlig i alla undersökningar vilket inte stör den visuella tolkningen.



**Figur 15.** Tunna snitt med mjukdelstruktur. Fantomspecifik horisontell struktur visualiseras i samtliga undersökningar. Canon Prime (bild G) ses strukturen bredare och mer diffust.

Strukturer som bensuturer och kärlfårar visualiseras likvärdigt. I nivåer vid skalltopp, bakre skallgroppen och temporalben finns inte heller någon stor visuell skillnad.



**Figur 16.** Tunna snitt i fönstersättning för skelett visar sutur i skalltoppen.

## 7 Diskussion

### 7.1 Metoddiskussion

I denna prospektiva studie har en mixed-method valts som metod då kombinationen av kvantitativ och kvalitativ datainsamling ger en djupare förståelse av scanprotokollens påverkan på stråldos och bildkvalitet. Ett godkännande från verksamheten innebar tillgång till

datortomograferna på kliniken varför en prospektiv studie användes som metod där antropomorft fantom kunde undersökas. Fantomets strukturer är densamma, vilket gör undersökningarna reproducerbara mellan datortomograferna och jämförelse av scanprotokollen är då möjlig. Dessutom innebär en fantomstudie ingen mänsklig strålningsexponering.

Referenslinjerna på fantomets utsida syftade till att undersökningarna scannades med så likvärdiga förutsättningar som möjligt avseende positionering och centrering. Då huvudstöden för DT-maskinerna är utformade på olika sätt gjorde det att positioneringen av skullfantomet inte kunde göras exakt likadant på datortomograferna.

Alla datortomografer inkluderas i studien för att få en samlad bild av scanprotokollen på Radiologi BoIC, Sahlgrenska Universitetssjukhuset. Datortomograferna värmdes upp och kalibrerades innan fantomscannet vilket minimerar risker för felvärden. Eftersom rutin DT-hjärna är en vanlig förekommande undersökning bör scanprotokollet på datortomograferna vara väl optimerat avseende bildkvalitet och stråldos för att patienterna oavsett datortomograf får en så likvärdig undersökning som möjligt.

All datainsamling och utvärdering har skett gemensamt på en granskningsstation avsedd för bildgranskning för att få bästa möjliga bildkvalitet vid bedömning. En blindad inter-observer bildgranskning hade varit att föredra men har inte tillämpats på grund av tidsaspekten. En mätpunkt valdes och två referenslinjer ritades i bild för likvärdig placering av ROI mitt i fantomet.

Stråldos före scan utvärderades för att se om den avvek från den slutliga stråldosen, vilket den inte gjorde. Detta är ett sätt för röntgensjuksköterskan att kvalitetssäkra undersökningen innan patienten exponeras för strålningen. Standardavvikelsen av CT-tal (HU) är en kvantitativ metod för att mäta brusnivån vilket även görs i den dagliga diagnostiken. En kvalitativ datainsamling utfördes för att visualisera brus och störningar i form av artefakter i bilderna vilket också kompletterar den kvantitativa datainsamlingen. Metoden kvalitativ innehållsanalys lämpar sig särskilt väl då vår förförståelse är god vilket är en fördel då meningsbärande enheter ska extraheras ur en text (Graneheim & Lundman, 2004). Det borgar för att en reproducerbar innehållsanalys utförts.

Studiens resultat gäller för de sju datortomograferna på Radiologi BoIC, Sahlgrenska Universitetssjukhuset. Studien hade stärkts om upprepad insamling vid flera tillfällen hade utförts. Troligen skulle mätdatan då gett andra resultat men skillnaden mellan de olika datortomograferna inte ändrats. Upprepade fantomundersökningar vid olika tidpunkter skulle kunna ge ett spridningsmått på resultatet men skulle då bli en mer omfattande studie.

## 7.2 Resultatdiskussion

### 7.2.1 Stråldoser

På varje enskild datortomograf gav den uppmätta stråldosen före och efter scan ingen avsevärd skillnad, vilket röntgensjuksköterskan kan använda som stöd för doskontroll vid varje undersökning. En jämförelse med SSM's rekommenderade stråldoser och ett övervägande av stråldosens rimlighet kan göras. Siemens Force  $CTDI_{vol}$  och DLP varierade och kan förklaras med AEC då DT-maskinen använder föregående varvs attenuering för att bestämma nästa varvs mA-värde (Söderberg & Gunnarsson 2010). Att skillnaderna före och efter scan inte blev större beror på att fantomets form och täthet inte ändras särskilt mycket.

$CTDI_{vol}$  förväntades vara lägst för GE Revolution och Siemens Force då dessa maskiner är av senare modeller. Dock gav Siemens Force ett högre  $CTDI_{vol}$  än förväntat. GE Revolution gav ett högre DLP-värde (829mGy\*cm) än medelvärdet (814mGy\*cm), vilket kan förklaras av att strålfältet i z-led är bredare på grund av detektorbredden, 40 mm vilket är den minsta möjliga bredden för denna maskin. Med scantekniken spiral uppstår det en s.k. "over scanning" vilket innebär att en större längd måste scannas än det området som planerats att avbildas. "Overscanning" i spiralscan går inte att undvika då bordsflyttningen sker under scan. För att kunna rekonstruera DT-bilderna krävs data från minst en halv rotation extra i början och i slutet av undersökt volym. Den stråldos som ligger utanför bildvolymen kallas för "over range" dos.

Två huvudsakliga faktorer som påverkar "over ranging" är pitch och detektorkollimeringen. En högre pitch innebär ökad "over ranging". En bred detektorkollimering ger samma effekt. Att ha en hög pitch tillsammans med en bred detektorkollimering ökar stråldosen betydligt (Schilham, et al., 2010). "Over scanning" påverkar enbart DLP då  $CTDI_{vol}$  innefattar stråldosen för en

rotation. Det kan möjligtvis förklara GE Revolutions höga DLP värde i förhållande till  $CTDI_{vol}$ . (Ohd, 2015, SSM).

Siemens Edge gav lågt  $CTDI_{vol}$  och det lägsta DLP värdet i jämförelse med de övriga DT-maskinerna. Siemens Edge har en mindre detektorbredd och därmed mindre ”over range” än Siemens Force vilket kan förklara den lägre stråldosen. ODM användes endast på GE maskiner då denna funktion kan avgränsas över ögonlinserna vilket inte kan ställas in till enstaka rotationer på de övriga DT-maskinerna. ODM funktionen på GE-maskiner reducerar stråldosen över ögonlinserna utan att kompensera med ökad stråldos i resterande rotation (GE, 2017).

Den slutliga stråldosen bestäms av förväntad bildkvalitet av radiolog och påverkas av:

- Användaren (Röntgensjuksköterskan) som ställer in scanparametrar.
- Datortomografens uppbyggnad: bl.a. kollimering, filtrering, detektorns känslighet, AEC.
- Patienten: storlek, området som bestrålas och strålkänsligheten i bestrålat organ.

Samtliga datortomografer ligger inom dosgränserna enligt SSMs (2017b) riktlinjer för år 2018. Ingen av datortomograferna ligger under SSMs nedre gränsvärde vad gäller både  $CTDI_{vol}$  och DLP. Våra två identiska DT-maskiner GE 750 HD nr 1 och 2 visade sig ge dos- och bruskillnader. Även om dessa skillnader var små tyder detta på att faktorer som till exempel patientpositionering avgör den slutliga stråldosen till patienten.

### 7.2.2 Brusmätning

Brus i bild mättes högre i Siemens-maskinerna vilket också den visuella bildgranskningen visade. Vilka algoritmer samt styrkor på IR som ställts in påverkar brusnivån i bilderna. Dessa inställningar har rekommenderats av leverantörernas applikationsspecialister vilka sedan justeras i optimeringsarbetet. Vid den visuella bildgranskningen tolkades Siemens Edge och Siemens Force även ge mer brus i bilderna i jämförelse med de andra DT-maskinerna vilket också uppmättes i brusmätningen (se figur 9). De olika leverantörernas sätt att dosmodulera gör det svårt att få likvärdigt brus i bild med samma scanparametrar. Som McKenney et al. (2014) visade kan då diagram användas för att jämföra och bestämma bildkvalitet mellan olika datortomografer.

### **7.2.3 Visuell bildgranskning**

Idealet för den visuella bildgranskningen hade varit om alla bilder presenterades med exakt samma position. Detta var inte fallet då skallstödet på de olika datortomograferna inte är utformade på samma sätt och positioneringen av fantomet inte kunde göras exakt likadant. En bidragande orsak är att skallfantomet saknar kropp och fick stöttas med kuddar. Detta resulterade i att undersökningarna inte kunde framställas med exakt samma läge på de transversella snitten vilket ses särskilt tydligt i figurerna 11 och 13. Det skulle kunna vara en felkälla för bilbedömning. Positioneringen av fantomet upplevs däremot inte påverka den visuella bildtolkningen.

Alla undersökningar i sin helhet gav en djupare förståelse av hur brus, artefakter och upplösning påverkar bildkvalitén. Bildkvalitet upplevdes ha bästa visualisering på Canon Prime 5 mm snitt och tolkades ha bästa bildkvalitén. Detta kan vara resultat efter flera omgångar optimeringsarbete på denna datortomograf då klinikens radiologer inte ansett tidigare bilder ha tillräckligt god kvalitet.

#### **7.2.3.1 Artefakter**

I figur 13 ses en artefakt på GE Optima 660, GE CT 750HD nr 1 och nr 2 som kan bero på de två benstrukturerna vilket ger upphov till artefakten. Detta kommer från benets täthet. Då snitten på denna nivå inte kunde framställas i exakt samma läge kan det vara en förklaring till varför artefakten är mer synlig på vissa undersökningar. I figur 11 ses de olika snittnivåerna tydligare men vid bläddring genom serierna tolkas artefakten oförändrad.

#### **7.2.3.2 Brus**

Det som tolkats som ökat brus i bilderna kan även verifieras med mätningar av CT-tal. Vad som är acceptabel brusnivå bestäms på kliniken av granskande radiologer i optimeringsgruppen (Bilaga 1). Den fantomspecifika strukturen som inte visualiserades lika väl i bilder från Siemens Edge och Siemens Force (figur 14) kan möjligen bero på att i dessa maskiner positionerades fantomet annorlunda jämfört med övriga maskiner. Då bruset tolkades som högre i hela undersökningen för Siemens Edge och Siemens Force kan datortomografernas rekonstruktionsfilter vara en annan orsak till att det ökade bruset.

### **7.2.3.3 Upplösning**

I figur 15 framträder en horisontell bred fantomspecifik struktur på olika sätt i alla undersökningar. En av anledningarna kan vara fantomets position i skallstödet men även kollimering, pitch, rekonstruktionsfilter och fokusstorlek kan vara förklaringar till hur strukturen framställs på bild, något som Goldman (2007) också beskriver.

## **7.3 Konklusion**

Datortomograferna på kliniken genererar likvärdig bildkvalitet till rimlig stråldos men med viss skillnad. Vid optimeringsarbete bör alla scanparametrar vara dokumenterade innan optimeringsarbetet påbörjas. Undersökningar med en hög brusnivå innebär lägre stråldos men ger också en sämre bildkvalitet. Därför är det viktigt att vara medveten om datortomograferns olika parametrar påverkar stråldos och bildkvalitet. Det visar även på vikten av teamarbete mellan radiologer, röntgensjuksköterskor och sjukhusfysiker för att få bästa bildkvalitet till lägsta stråldos genom att utgå från ALARA – principen och följa röntgenklinikens framtagna optimeringsrutin.

Det går att dosoptimera ytterligare och jämföra olika datortomografer genom att röntga fantomet med andra scanparametrar. Ett sådant arbetssätt kan resultera i ökad trygghet hos röntgensjuksköterskan när nya scanprotokoll införs. Konstant teknikutveckling inom DT innebär att även optimeringsarbetet är ett ständigt pågående. Den fyrabitars-metoden för optimeringsarbete som används idag kan kompletteras med. Bilderna från undersökningarna kan användas som ett referensbibliotek. I optimeringsarbetet bör en metod utformas för fantomscanning som komplement. Antropomorfa fantom för hjärna och kropp kan då användas för alla scanprotokoll. Detta är ett effektivt arbetssätt som ger en säker och god patientvård och ger optimeringsgruppen ett verktyg att uppfylla Strålsäkerhetsmyndighetens krav.

Fortsatt forskning inom området kan vara att utveckla en metod där fantomscanning är implementerad i optimeringsarbetet.



## 7.4 Pedagogisk implikation

Vi rekommenderar att ett antropomorft fantom används vid skapande och optimering av scanprotokoll för datortomografi. Fantomet kan då scannas på de olika datortomograferna utan att utsätta patienter för onödig strålrisk. Bildkvalitet och stråldos kan jämföras och scanparametrarna kan justeras utifrån önskade värden.

Varje röntgenklinik bör ha ett antropomorft fantom i sin ägo för att säkerställa ett effektivt optimeringsarbete. Dels för att fantomet kan scannas flera gånger utan hänsyn till strålningsriskerna och att fantomets strukturer och vävnader behålls konstant.

## Referenser

Andersen H, Völgyes D, Martinsen A. (2018). Image quality with iterative reconstruction techniques in CT of the lungs—A phantom study. *European Journal of Radiology Open*.5:35-40.

Akyalcin S, English J, Abramovitch K, Rong X. (2013). Measurement of skin dose from cone-beam computed tomography imaging. *Head & Face Medicine*. 9(1) 28, 1-7.

Aspelin P, Forsberg H. (2008). *Radiologi*. (1. ed.) Lund: Studentlitteratur.

Brunner, C., Stern, S., Minniti, R., Parry, M., Skopec, M. & Chakrabarti, K. (2013). CT head-scan dosimetry in an anthropomorphic phantom and associated measurement of ACR accreditation-phantom imaging metrics under clinically representative scan conditions. *Medical Physics*. 40(8):081917. doi: 10.1118/1.4815964

Buhk J, Laqmani A., Schultendorff H. V., Hammerle D., Sehner S., Adam G., et al.(2013). Intraindividual Evaluation of the Influence of Iterative Reconstruction and Filter Kernel on Subjective and Objective Image Quality in Computed Tomography of the Brain. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*. 185(08):741–8.

Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G. A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning. *European Journal of Radiology*. 2012;81(4).

EUR 16262, (2016). European Guidelines on quality criteria for computed tomography. Hämtad 2018-12-05 från: [www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index.htm](http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index.htm)

General Electric, (2017). *Revolution CT Teknisk referenshandbok. Bruksanvisning 5763055-1SV*. (1.ed.)

Goldman, L. W. (2007) Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 35, 213–225.

Gomez-Cardona, D., Cruz-Bastida, J.P., Li, K., Budde, A., Hsieh, J. & Chen, G-H.(2016) Impact of bowtie filter and object position on the two-dimensional noise power spectrum of a clinical MDCT system. *Medical Physics*, 43(8), 4495–506.

Graneheim, U.H, Lundman, B. (2004) Qualitative content analysis in nursing research: concepts, procedures and measures to achieve trustworthiness. *Nurse education today*, 24, 105-112.

Hansson, J. Sund, P. Jonasson, P. Månsson, L.G. Båth, M. (2010). A practical approach to prioritise among optimization tasks in x-ray imaging: introducing the 4-bit concept. *Journal of Radiation protection dosimetry*, 139 (1-3), 393-399.

Hsieh, J. (2015). *Computed tomography principles, design, artifacts and recent advances*. (3. ed.). Bellingham, Washington: SPIE.

Huda, W. Chamberlain, C. C. Rosenbaum, A. E. Garrisi, W. (2001). Radiation doses to infants and adults undergoing head CT examinations. *Medical Physics*, 28 (3), 393-399.

Huda, W. Ravenel, J. G. Scalzetti, E. M. (2002). How do radiographic techniques affect image quality and patient doses in CT? *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 23 (5), 411-422. doi:10.1053/sult.2002.34012

Hälso- och Sjukvårdslag (SFS 2017:30). Hämtad 2018-12-04 från riksdagens webbplats: [https://www.riksdagen.se/sv/dokument-lagar/dokument/svensk-forfattningssamling/halso--och-sjukvardslag-201730\\_sfs-2017-30](https://www.riksdagen.se/sv/dokument-lagar/dokument/svensk-forfattningssamling/halso--och-sjukvardslag-201730_sfs-2017-30)

Isaksson, M. (2011). *Grundläggande strålningsfysik*. (2.1 ed.). Lund: Studentlitteratur.

Kalender W. A. (2011). *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*. (3.ed). Weinheim: Wiley-VCH.

Karolinska Institutet. Referensguide för APA. Hämtad 2018-09-27 från <https://tools.kib.ki.se/referensguide/apa/>

Kofler, J. M., Cody, D. D., & Morin, R. L. (2014). CT Protocol review and optimization. *Journal of American College of Radiology*, (11), 267-270.

Ku, S. (2018). PM Stråldos och bildkvalitet vid DT-Hjärna på olika datortomografer vid Sahlgrenska Universitetssjukhuset i Göteborg, (examensarbete, Karolinska Institutet, Stockholm).

McKenney, S. E., Seibert J. A., Lamba, R., & Boone, J. M. (2014). Methods for CT Automatic exposure control protocol translation between scanner platforms. *Journal of American College of Radiology*. (11), 285-291.

Ledenius, K. (2011). Optimization of Pediatric CT examinations, an approach to minimize absorbed dose to patients with regard to image quality and observer variability. (doktorsavhandling, Institutet för klinisk forskning, Sahlgrenska akademien, Göteborgs universitet, Göteborg)

Löve, Å. (2013). Optimization of image quality and radiation dose in neuroradiological computed tomography. ( doktorsavhandling, Medicinska fakultetet, Lunds Universitet, Lund)

Polit, D.F., Beck, C.T. (2012) *Nursing research generating and assessing evidence for nursing practice*. (10. ed.). China: Wolters Kluwer.

Sandfort V., Ahlman, M. A., Jones EC., Selwaness M., Chen M. Y., & Folio L. R., et al. (2016). High pitch third generation dual-source CT: Coronary and cardiac visualization on routine chest CT. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*. 10(4), 282–8.

Schilham, A., van der Molen, A., Prokop, M & de Jong, H. (2010). Overranging at multisection CT: An underestimated source of excess radiation exposure, 30, 1057-167.

Simantirakis, G., Hourdakakis, C.J., Economides, S & Dimitriou, P. (2011). Image quality and patient dose in computed tomography examinations in Greece. *Journal of Radiation Protection Dosimetry*.147 (1-2). 129-132.

Sookpeng, S., Martin, C. J., Cheebsumon, P. & Pengpan, T. (2016). Practical experiences in the transfer of clinical protocols between CT scanners with different ATCM systems. *Journal of Radiological Protection*. 37, 84–96. doi:10.1088/1361-6498/37/1/84

Strålskyddslag (SFS 2018:396). Hämtad 2018-09-25 från Riksdagens webbplats:

[https://www.riksdagen.se/sv/dokument-lagar/dokument/svensk-forfattningssamling/stralskyddslag-2018396\\_sfs-2018-396](https://www.riksdagen.se/sv/dokument-lagar/dokument/svensk-forfattningssamling/stralskyddslag-2018396_sfs-2018-396)

Strålsäkerhetsmyndigheten, (SSM), 2015 Patientdoser från röntgenundersökningar i Sverige-utveckling från 2006–2013. Richard Odh 2015:35. Hämtad 2018-09-25 från

<https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/contentassets/188872b5ef55481ea3cb03952ebdeceb/201535-patientdoser-fran-rontgenundersokningar-i-sverige--utveckling-fran-2006-till-2013>

Strålsäkerhetsmyndigheten, (SSM), 2017a. Berättigande och optimering, Datortomografi.

Hämtad 2018- 09-25 från: <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/omraden/stralning-i-varden/berattigande-och-optimering/datortomografi/>

Strålsäkerhetsmyndigheten, (SSM), 2017b. Patientdoser vid röntgen. Hämtad 2018-09-25 från:

<https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/omraden/stralning-i-varden/om-stralning-i-varden/patientdoser-vid-rontgen/>

Strålsäkerhetsmyndigheten, (SSM), 2017c. Regelverk avseende radioaktivt avfall. Hämtad

2018-09-25 från: <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/omraden/radioaktivt-avfall/regelverk-avseende-radioaktivt-avfall/>

Strålsäkerhetsmyndighetens föreskrifter och allmänna råd om medicinska exponeringar

(SSMFS 2018:5). Hämtad 2018-09-25 från

<https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/publikationer/foreskrifter/ssmfs-2018/ssmfs-20185/>

[Söderberg, M.](#) Gunnarsson, M. (2010). Automatic exposure control in computed tomography- an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiologica*, Jul;51(6),625-34.

[Tsalafoutas IA](#), [Georgolopoulou P](#), [Abatzoglou I](#). (2012) CT dosimetry considerations in non typical conditions: the effect of scan field of view and table height selection. *Phys Med*. Jan, 28 (1), 83-90.

Zarb, F., McEntee, M.F. (2013). CT radiation dose and image quality optimization using a porcine model. *Journal of Radiologic Technology*. 85 (2), 127-136.

Örnberg. G, Eklund. A-K (2008). Yrkesetiska koden för röntgensjuksköterskor [Broschyr]. Hämtad 2018-09-16 från: [www.swedrad.se](http://www.swedrad.se)

## BILAGA 1

Doknr. i Barium XXXX	Dokumentserie	Giltigt fr.o.m. 2014-12-14	Version 1
<b>RUTIN      Optimering Datortomografi</b>			
Innehållsansvarig: Jörgen Elgqvist, Sjukhusfysiker, PhD, docent Godkänd av: John Brandberg Denna rutin gäller för: Radiologi			

### Revideringar i denna version

Detta är version nummer 1. Dokumentet ersätter inget tidigare dokument.

### Syfte och Bakgrund

Efter krav från Strålsäkerhetsmyndigheten (SSM) så har en gemensam Riktlinje (26601) vid Sahlgrenska Universitetssjukhuset (SU) gällande optimeringsarbete vid medicinska bestrålningar tidigare upprättats som säger att optimeringsarbete skall utföras vid alla typer av undersöknings- och behandlingsmetoder. I verksamheter som utför medicinska bestrålningar ska en Rutin för genomförande och uppföljning av optimeringen av strålsäkerheten upprättas och inkluderas i utvärdering av andra kvalitetsparametrar, såsom till exempel bildkvalitén. Rutinen ska gälla både nya och mer etablerade metoder, och ska inkludera med vilken frekvens uppföljningen ska göras. Metod för uppföljningen ska också finnas i Rutinen, och vara verksamhetsspecifik. Resultatet av optimeringsarbetet ska fortlöpande redovisas i verksamhetens egenkontroll av strålsäkerheten.

Syftet med denna Rutin (XXXX) är att underlätta och harmonisera optimeringsarbetet för samtliga datortomografi(DT)-undersökningar inom hela SU, främst med avseende på bildkvalitet och stråldos.

### Arbetsbeskrivning

Denna rutin omfattar förutom det fortlöpande optimeringsarbetet på befintliga datortomografer (**Kapitel 1**) även rutin för när ny datortomograf tas i bruk (**Kapitel 2**), samt rutin för när det uppstår ett akut behov av optimering på enstaka DT (**Kapitel 3**).

### Gruppdeltagare

DT-ansvariga sjukhusfysiker, radiologer, och röntgensjuksköterskor från Sahlgrenska sjukhuset, Östra sjukhuset samt från Mölndals sjukhus deltar i arbetet. Exakt vilka personer som deltar aktivt i optimeringsarbetet under en viss period anpassas till viss del av vilken verksamhet och vilka DTprotokoll som optimeras. Men minst en sjukhusfysiker, en radiolog och en röntgensjuksköterska ska delta aktivt under optimeringsarbetet.

### Kapitel 1. Metodbeskrivning fortlöpande optimeringsarbete

#### Processordning

## BILAGA 2

Sahlgrenska Universitetssjukhuset

### Tillstånd för examensarbete magister

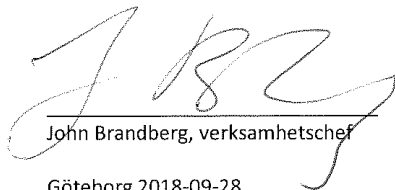
Anställds namn: **Marit Johannesson**

Anställds namn: **Sara Ku**

Anställd som: **Röntgensjuksköterskor**

Verksamhet: **Radiologi Sahlgrenska**

Tillstånd medges att nyttja datortomografer för experimentell fantomstudie inom ramen för examensarbete på magisternivå, höstterminen 2018.



John Brandberg, verksamhetschef

Göteborg 2018-09-28



## Bilaga 3

### Kvalitativ bildgranskning

Meningsbärande enhet	Underkategori	Huvudkategori
Vid skalltoppen ses vertikala linjer vilka tolkas som fantomspecifika artefakter på de tunna snitten. Vidare ses spiralartefakter så kallade "wind-mill". GE- datortomograferna visade dessa artefakter mer markant än vad Siemens och Canon.	Spiralartefakter och fantomspecifika vertikala linjer	Artefakter
Fantomspecifika artefakter ses i alla undersökningar men GE Revolution har så kraftiga spiralartefakter att de fantomspecifika artefakterna nära på döljs. På Siemens Edge och Siemens Force bilder ses "beam-hardning" effekter som delvis döljer de fantomspecifika artefakterna. På bilderna från Canon Prime är de fantomspecifika artefakterna synliga men mer diffust utjämnade. Brus och grynighet i bild upplevs vara högre i de undersökningarna från Siemens datortomografer än i undersökningar från övriga datortomografer.	Spiralartefakter och "beam-hardning" och brus	Artefakter och brus
Mjukdelsstruktur i fantomet visualiseras i olika hög grad i undersökningarna. I bilderna från Canon visualiseras strukturen mer diffust och mindre avgränsad än i de andra datortomografernas undersökningar. I Siemens bilder blir denna struktur mer kontrastförstärkt medan mjukdelsstrukturen blir mindre kontrastrik i bilder från GE datortomografer.	Lågkontrastupplösning	Upplösning
En linje löpande tvärs genom fantomet mjukdelsstruktur syns i sin hela längd från skallens vänster till höger sida i undersökningarna från GE- och Canon- datortomografer. I bilderna från Siemens datortomografer drunknar linjen i bildbrus. I höjd med Sinus maxillaris ses vertikala fantomspecifika linjer, GE visualiserar dessa tydligast medan Siemens Edge visualiserar linjerna dåligt då de döljs i brus.	Fantomspecifika vertikala linjer och lågkontrastupplösning och brus	Upplösning och brus
Det ses stråk- samt "beam-hardning" artefakter i bakre skallgrop och temporalbensnivå i alla sju undersökningar. Däremot ger temporalbenen stora artefakter i bilder från Siemens Edge och GE Revolution.	"beam-hardning" artefakter	Artefakter
Spiral-artefakter försvinner visuellt och skelettet upplevs ha god bildkvalitet i alla datortomografernas undersökningar. Strukturer som bensuturer och kärlfåror visualiseras likvärdigt. I bakre skallgropen och temporalbens-nivå finns inte heller någon visuell skillnad.	Spiralartefakter och högkontrastupplösning	Artefakter och upplösning
Fantomets mjukdelsstruktur är synlig i alla undersökningar vilket inte stör den visuella upplevelsen. I alla undersökningar ses fantomspecifika artefakter som en linje i fantomet, vilken syns på samtliga undersökningar, däremot är spiral-artefakter inte synliga.	Lågkontrastupplösning och fantomspecifika artefakter	Upplösning och artefakter
På undersökningar från GE datortomograferna ses i temporalbens-nivå artefakter från ben betydligt mer än i undersökningar från Siemens och Canon. Där Canon upplevs ha den bästa visualiseringen av området.	"beam-hardning" artefakter och spiralartefakter	Artefakter
Siemens Edge har mer brus och grynighet i bild än Siemens Force och bägge datortomografer ger visuellt mer brus än övriga maskiner. I bilder från GE optima och 750 HD ses i sinus maxillaris-nivå spiralartefakter, vilket inte ses i övriga undersökningar.	Brus och spiralartefakter	Brus och artefakter