



LUNDS UNIVERSITET
Medicinska fakulteten

Stråldosreducerande tekniker vid datortomografiundersökningar

En litteraturstudie

Författare: Edit Habram Turi

Handledare: Maud Lundén

Kandidatuppsats, Litteraturstudie

Hösten 2021

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

Stråldosreducerande tekniker vid datortomografiundersökningar

Litteraturstudie

Radiation dose reduction techniques at computed tomography examinations

Review

Författare: Edit Habram Turi

Handledare: Maud Lundén

Kandidatuppsats, Litteraturstudie

Våren 2021

Abstrakt

Bakgrund: Datortomografi (DT) är en användbar och viktig röntgenmetod för diagnostik inom vården som har ökat i omfattning de senaste 20 åren vilket innebär en ökad kollektiv stråldos. Eftersom röntgenstrålning kan skada och DT ge högre stråldoser än konventionell röntgen har det väckt oro för den ökade mängden strålning till patienterna. **Syfte:** Att beskriva effekten av stråldosreducerande tekniker såsom iterativ rekonstruktion och rörströmsmodulering vid datortomografiundersökningar. **Metod:** En litteraturstudie genomfördes där åtta vetenskapliga artiklar valdes för att sammanställas i en integrerad analys. **Resultat:** Resultatet visade att med model based iterative reconstruction (MBIR) kan stråldosen sänkas markant och bättre bildkvalitet uppnås jämfört med filtered back projection (FBP). Rörströmsmodulering sänker också stråldosen markant jämfört med när den inte används. Denna teknik kräver insikt och kunskap hos användaren men om den inte används rätt kan stråldosen till patienten öka i onödan eller bildkvaliteten försämrans. **Slutsats:** När tekniken och DT utrustningen används på ett korrekt och optimerat sätt kan stråldoserna hållas så låga som möjligt samtidigt som bildkvaliteten blir diagnostiskt användbar.

Nyckelord

Datortomografi, dosoptimering, iterativa rekonstruktioner, rörströmsmodulering, bildkvalitet, stråldos.

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	3
Perspektiv och utgångspunkter	3
Röntgenstrålning - joniserande strålning	3
Skador av röntgenstrålning - joniserande strålning	5
Mätning av stråldos	6
Datortomografi	7
Stråldos och bildkvalitet	9
Dosoptimerande tekniker	10
Rörströmsmodulering	10
Iterativa rekonstruktioner	11
Dosoptimering och bildkvalitet	13
Syfte	14
Metod	14
Urval	15
Datainsamling	15
Data analys	16
Forskningsetiska avvägningar	17
Resultat	17
Stråldoser vid iterativa rekonstruktioner	18
Stråldoser vid rörströmsmodulering	20
Bildkvalitet	22
Användarfaktorer	23
Diskussion	24
Diskussion av vald metod	24
Diskussion av framtaget resultat	26
Slutsats och kliniska implikationer	29
Referenser	30
Bilaga 1 (3)	35
Bilaga 2 (3)	36
Bilaga 3 (3)	37

Introduktion

Problemområde

Datortomografi (DT) är en användbar och viktig röntgenundersökning för diagnostik inom vården och som har ökat kraftigt de senaste 20 åren (Strålsäkerhetsmyndigheten [SSM], 2017). Stråldosen till patienterna är högre vid DT än vid konventionella undersökningar och idag bidrar DT undersökningar till mellan 50–80 procent av den totala stråldosen som befolkningen får genom röntgenundersökningar (SSM, 2017).

Den tekniska utvecklingen inom DT har inneburit en ökning av kliniska och diagnostiska användningsområden (Stiller, 2018). Samtidigt har oron uppkommit över hur mycket stråldos patienter får under en DT-undersökning. För att sänka stråldosen har flera strategier utvecklats alltifrån tekniska lösningar till specifika undersökningstekniker (Stiller, 2018).

De viktigaste faktorerna för att kunna reducera stråldoser är utvecklingen av kraftfullare röntgenrör, effektivare och bredare detektorer, automatisk modulering av rörström, olika inställningar av rörspänning och nya bildrekonstruktionsmetoder (Kubo, 2019). Förutom den tekniska utvecklingen betonas vikten av att använda DT utrustningen på ett genomtänkt sätt och ett ständigt samarbete mellan fysiker, läkare och röntgensjuksköterskan sker för att öka patientsäkerheten (Kubo, 2019).

Under 27 års yrkeserfarenhet har författaren själv arbetat med DT undersökningar och sett den tekniska utvecklingen av DT. Under de senaste 10 åren upplever författaren att utvecklingen har gått snabbt inom DT och speciellt med fokus på att sänka patientdoserna. Författaren känner att i samband med denna snabba utveckling har kunskapsnivån hos röntgensjuksköterskor som arbetar med DT inte följt med och behovet av fortlöpande uppdatering är stort. Föreliggande uppsats skulle kunna bidra till att öka kunskapsläget om dosreducerande tekniker.

Bakgrund

Perspektiv och utgångspunkter

Röntgensjuksköterskan arbetar med patienter i en verksamhet som använder joniserad strålning och har ansvar att känna till föreskrifter och ha kunskap om utrustningen de arbetar med (Svensk förening för röntgensjuksköterskor, 2011). Grundprincipen för användning av joniserad strålning inom vården är att nyttan skall överväga riskerna för framtida skador av strålningen. Stråldosen ska vara så låg som det är möjligt samtidigt som tillräcklig information fås för att ställa diagnos (SSM, 2017). En röntgensjuksköterska ska verka för att ge god omvårdnad och säker vård samt se till att undersökningar genomförs med minsta möjliga stråldos och bästa diagnostiska bildkvalitet (Svensk förening för röntgensjuksköterskor, 2011).

Radiografi är röntgensjuksköterskans huvudområde. Radiografi är tvärvetenskapligt, vilket innebär att kunskap hämtas från omvårdnad, bild- och funktionsmedicin, strålningsfysik samt medicin (Svensk förening för röntgensjuksköterskor, 2011). Röntgensjuksköterskan skall i sitt arbete kunna planera, genomföra och utvärdera undersökningar avseende bildkvalitet, stråldos och strålningssäkerhet. Grunden i arbetet är mötet med människor och att ge god omvårdnad och säker vård. Som en vidareutveckling inom yrket kan en röntgensjuksköterska vara delaktig i forskning och utveckling på kliniken och medverka i utveckling av ny undersökningsmetodik (Svensk förening för röntgensjuksköterskor, 2011).

Röntgenstrålning – joniserande strålning

Strålning finns i vår naturliga miljö och kommer från solen, rymden, radioaktiva ämnen i marken och i människokroppen (SSM, 2019). Enkelt förklarat är strålning en form av energitransport (Isaksson, 2019). Inom strålningsfysiken delas den in i två typer: elektromagnetisk strålning och partikelstrålning. När strålning har tillräckligt med hög energi kan den, i ett bestrålat medie, slå loss elektroner eller knuffa elektronen till högre elektronskal. Denna process kallas jonisation och den strålning som har tillräckligt hög energi

för att orsaka jonisation kallas joniserande strålning (Isaksson, 2019). Röntgenstrålning och strålning från radioaktiva ämnen är exempel på joniserande strålning. Exempel på icke-joniserande strålning är strålning från solen och radiovågor från mobiltelefoner (SSM, 2019).

Röntgenstrålning utgörs av elektromagnetisk strålning och produceras genom processer som berör atomens elektronskal eller de enskilda elektronerna (Cederblad, 2010; Isaksson, 2019). Det finns två slag av röntgenstrålning: karaktäristisk röntgenstrålning och bromsstrålning. Röntgenstrålning produceras i ett röntgenrör då elektroner accelereras från en glödtråd (katod) mot en metallplatta (anod) (Cederblad, 2010; Isaksson, 2019). Bromsstrålning uppkommer när elektronerna bromsas upp i anoden och minskningen i elektronernas rörelseenergi sänds ut som elektromagnetisk energi, fotoner. Karaktäristisk röntgenstrålning uppstår när en infallande elektron frigör en elektron i ett inre skal och den tomma platsen ersätts av en elektron från ett yttre elektronskal. Detta innebär att elektronen förlorar energi och sänds ut från anoden som en karaktäristisk röntgenfoton. Röntgenstrålning består till största del av bromsstrålning (Cederblad, 2010; Isaksson, 2019).

Rörström (mA) är ett mått på hur många elektroner som färdas mot anoden och bestämmer strålningens intensitet (Cederblad, 2010; Isaksson, 2019). Elektronernas rörelseenergi varierar med hjälp av den elektriska spänning, rörspänningen (kV) mellan katoden och anoden. Då en stråle av fotoner (röntgenstrålning) infaller mot ett material kommer de olika växelverkansprocesserna medföra att fotonerna antingen absorberas eller sprids. Resultatet blir att färre fotoner kommer ut på andra sidan materialet vilket betyder att en del av strålningen har absorberats, attenuerats, av materialet (Cederblad, 2010; Isaksson, 2019). När röntgenstrålning passerar igenom en patient vid en undersökning absorberas strålningen olika beroende på om det är ben eller mjukdelar. Efter passagen genom patienten bildar det varierade antalet fotoner i olika delar av del avbildade området ett strålmönster som kallas röntgenprofil. Hur mycket röntgenstrålning som ges beror på typen av röntgenundersökning, antalet undersökningar och området som bestrålats. (Cederblad, 2010; Isaksson, 2019).

Skador av röntgenstrålning – joniserande strålning

Fördelen med joniserande strålning är att den kan användas vid framställning av röntgenbilder vilket ger diagnos till patienten, medan nackdelen är att strålning också kan skada.

När joniserande strålning passerar genom levande vävnad och strålningsenergi absorberas åstadkoms jonisationer i cellens molekyler vilket innebär att de blir kemiskt förändrade. Detta kan störa cellens normala funktion på olika sätt beroende på vilken del av cellen som drabbas. Om DNA- molekylen skadas kan detta leda till mutationer och i värsta fall till cancer (Cederblad, 2010).

Joniserad strålning kan ge akuta eller sena strålningseffekter på människan (Cederblad, 2010). Akuta strålningseffekter märks efter några timmar och det krävs höga stråldoser för att det skall ske tex. om en människa exponeras för 3000 milliGray (mGy) under en kort tid fås strålsjuka där chansen att överleva är 50 %. Inom röntgen har akuta effekter förekommit som biverkan efter radiologisk interventionsbehandling där bestrålning av samma område gett allvarliga hudskador (Cederblad, 2010). Sena strålningseffekter innebär att joniserad strålning kan ge cancer vilket har konstaterats i ett antal olika befolkningsgrupper som har bestrålats av vilket den största är överlevande efter atombombningarna i Japan. Det har uppskattats att en medelålders individ som utsätts för en effektiv dos på 1000 millisievert (mSv) har en 5 % risk att få strålningssinducerad cancer. En vanlig konventionell röntgenundersökning ger en effektiv stråldos på 1 mSv medför 0.005 % risk att få strålningssinducerad cancer (Cederblad, 2010). En DT -undersökning ger högre stråldoser och kan ge en effektiv stråldos på 2- 8 mSv beroende på undersökning och patientens storlek (SSM, 2017).

En röntgenundersökning kan vara av stort värde för patientens utredning eller behandling men eftersom röntgenstrålning kan innebära skada måste det övervägas vilken undersökning som behövs och sedan utföra den undersökning som ger tillräcklig bildkvalitet för diagnos med minsta möjliga stråldos (Cederblad, 2010). Internationella strålskyddskommissionen (ICRP) har formulerat tre grundläggande principer som skall tillämpas i verksamheter som använder strålning vilket består av berättigande, optimering av skyddsinsatser och dosgränser för individer (Cederblad, 2010). Berättigande innebär att strålning inom vården skall göra mer nytta än skada. Optimeringsprincipen innebär att sedan en viss stråldos användning bedömts berättigad skall stråldoserna hållas så låga som det är möjligt med hänsyn till sociala och

ekonomiska faktorer. En term som används ofta är as low as reasonably achievable (ALARA) som har sitt ursprung i England (Cederblad, 2010).

Dosgränser finns för personal och allmänhet och är en övre begränsning för bestrålning av en individ och vilken om den överstigs kan leda till oacceptabla risker för den bestrålade (Cederblad, 2010; SSM, 2017). Dosgränser för patienter skulle kunna försämra diagnosen eller resultatet av en behandling. Fokus ska istället ligga på berättigande och optimering vid strålskydd av patienter. För vissa undersökningar vinnns referensnivåer som är ett verktyg för att urskilja om stråldosen för en viss typ av undersökning eller röntgenutrustning är högre jämfört med andra sjukhus (Cederblad, 2010; SSM, 2017). Det finns fler sätt att kontrollera att stråldoserna inte är för höga som att kvalitetskontroller utförs regelbundet på utrustningen, stråldoserna kontrolleras regelbundet av fysiker och att kliniker följer de regler och bestämmelser som finns och har ett systematiskt optimeringsarbete. På kliniker där optimeringsarbetet brister kan detta bero på exempelvis att metodbeskrivningar saknas, utrustningen har fel inställningar, och bristande kontroll av standarddoserna (Seeram, 2016; SSM, 2019).

Mätning av stråldos

Det används idag olika sätt att mäta stråldosen till en person och de grundläggande är absorberad dos och effektiv dos (Cederblad, 2010; Seeram, 2016). Absorberad dos, Gray (Gy), definieras som mängden absorberad strålningsenergi per massenhet i en viss punkt i en kropp och enheten för absorberad dos är J/kg. Effektiv dos, Sievert (Sv) används för att kunna bedöma och jämföra risker vid bestrålning av flera organ och tar hänsyn till vilken typ av strålning och strålkänslighet hos olika organ. I strålskyddssammanhang används enheten milliSievert (mSv) och räknas ut genom att multiplicera den absorberade dosen med en strålviktningfaktor som beror på vilket anatomiskt område som undersökts (Cederblad, 2010; Seeram, 2016).

Tidigare mättes stråldoser med film eller termoluminescent dosimetrar (TLD) och jonkammare (Kalra et al., 2012; Seeram, 2016). Idag används metal oxide semiconductor field effect transistors (MOSFET) inom DT dosmätning eftersom de är mer känsliga än TLD, ger en omedelbar avläsning och kan återanvändas direkt. Även om det finns många sätt att mäta

stråldosen är en jonkammare den enklaste och mest exakta. För att standardisera mätningen av stråldoser vid DT infördes en metod där långa jonkammare placeras i ett fantom som scannas flera gånger med jonkammarna på olika ställen. Två fantom scannas som är 16 och 32 cm vilket ska representera huvud och kropp. Dessa mätvärden ger grunden i ett värde, computed tomography dose index (CTDI vol), som representerar den absorberade dosen i milliGray (mGy) i ett snitt av en scannad volym (Kalra et al., 2012; Seeram, 2016). CTDI är en användbar parameter för att definiera strålningen från scannern i isocenter (i ett snitt av scannad volym). För att veta den totala strålningen i ett scannat volym multipliceras CTDI vol med scanlängden som ger ett värde i mGycm och kallas dose length product (DLP). För att räkna ut effektiv dos multipliceras DLP med ett k-värde (konversionsfaktor) som är beroende av det anatomiska området och ett värde i milliSievert (mSv) erhålls (Kalra et al., 2012; Seeram, 2016).

Datortomografi

Utvecklingen av den första moderna DT utrustningen påbörjades 1967 av en engelsk ingenjör vid namn Godfrey Hounsfield (Goldman, 2007). Hounsfields teori var att det förlorades mycket information från röntgenstrålningen under konventionella röntgenundersökningar (75%) och han ville utveckla en metod för att utnyttja denna information. Med det menas att den tidens skärmar (kassetter) som mätte den attenuerade strålningen från patienten endast kunde ta tillvara 25 % av strålningen. De första DT-bilderna som producerades 1971 på ett sjukhus i London välkomnades av den medicinska gemenskapen (Goldman, 2007).

Utvecklingen var snabb fram tills 80-talet då magnetisk resonanstomografi (MRT) introducerades (Kalender, 2011). Under 90-talet kom en ny fas av snabb teknisk utveckling och DT blev attraktivt igen. I stället för att scanna ett snitt i taget kom nu spiral-DT (helical CT) med flera detektorrader vilket gav snabbare undersökningstider. En DT utrustning med två röntgenrör (dual source CT) introducerades 2005 som kunde undersöka hjärtan med snabbare rotation av röntgenrör och generellt innebära kortare undersökningstider (Kalender, 2011).

För att få en DT bild sker flera steg: datainsamling, bildrekonstruktion och bildvisning (Seeram, 2016). Under en DT undersökning roterar ett röntgenrör och detektorer många varv runt patienten medan bordet patienten ligger på förflyttar sig. Detektorerna mäter hur mycket

röntgenstrålning som har attenuerats (absorberats), i patienten och omvandlar denna attenueringsdata som har samlats in från detektorerna till elektriska signaler för att därefter omvandlas till digital data (rådata) (Seeram, 2016). Varje snitt delas upp i en matris av tredimensionella boxar (voxlar), där varje voxel motsvarar attenueringsvärdet i en riktning (Kalra et al., 2012; Seeram, 2016). Efter flera mätningar som skett under ett varv så fås ett slutligt värde. Dessa attenueringsdata bearbetas med en mängd matematiska uträkningar s.k. rekonstruktions algoritmer. För att få en tvådimensionell bild omvandlas datan från voxlarna till ett Computed Tomography (CT) nummer i enheten Hounsfield unit (HU), där vatten har värdet 0 HU och luft har -1000 HU. Som sista steg omvandlas CT numren till en gråskalebild så vi kan titta på bilden istället för massa siffror. Skalan går typiskt från 3000 till -1000 och eftersom olika organ ligger på olika nivå i skalan kan gråskalan i bilden som presenteras anpassas beroende på organ, sk windowing (fönstring) (Kalra et al., 2012; Seeram, 2016).

En röntgensjuksköterska väljer ut området som ska rekonstrueras genom att placera en field of view (FOV) beroende på vad som skall scannas (Seeram, 2016). Området som scannas kallas scan FOV och bilden som rekonstrueras kallas display FOV. Display FOV kan vara lika stort som scan FOV beroende på vad röntgensjuksköterskan väljer. Efter scanning tas rekonstruktioner ur rådata i önskvärd vinkel i axiala, koronara och sagitala plan i olika snitt tjocklek, rekonstruktionsfilter och fönstring. Det är idag även möjligt att göra tredimensionella bilder och maximum intensity projection (MIP) som är en algoritm som förstärker organ som har högst attenuering vilket är vanligt vid kärlundersökningar (Seeram, 2016).

Med en DT kan bilder tas på många olika sätt och alla organ på barn och vuxna beroende på frågeställningen och sedan DT introducerades har det blivit betydligt lättare att ställa diagnos på patologiska tillstånd (Seeram, 2016). Vissa frågeställningar besvaras bättre om jodkontrast, som är högattenuerande, injiceras intravenöst vilket används för att få kärl, organ eller tumörer att synliggöras eller avgränsas från andra organ. Mängden, hastigheten och scanningsstidpunkt efter kontrast injektion beror på vad som ska undersökas som tex. vid kärlundersökningar då kontrasten ges i ett högt flöde och scanning sker direkt efter (Bae, 2010; Seeram, 2016). Om buken skall undersökas behövs ofta kontrast ges som patienten får dricka vilket kan vara en blandning av vatten och en liten mängd jodkontrast eller endast vatten beroende på klinikens rutiner. Detta ges för att tarmarna lättare skall kunna skiljas från andra organ vilket kan vara en svårighet annars, speciellt på smala patienter med lite

underhudsfett. När en patient undersöks med DT är det mycket viktigt att patienten får information av röntgensjuksköterskan om hur undersökningen går till, att hålla andan om det behövs och att det är viktigt att ligga stilla (Seeram, 2016).

Stråldos och bildkvalitet

Stråldos och bildkvalitet kan påverkas av många faktorer vid DT och några av dem är kilovolt (kV), milli Amperesekund (mAs), pitch, iterativa rekonstruktioner, modulering av mAs och kV (Seeram, 2016). Kilovolten bestämmer vilken genomträngnings energi fotonerna har när de kommer från röntgenröret. Ökas kV så har fotonerna större energi och kan tränga igenom större objekt samtidigt som stråldosen ökar. En lägre kV används ofta vid kärlundersökningar då kontrast som är högattenuerande blir mer synligt. En vanlig inställning på vuxna är 120 kV och på barn från 80 till 120 kV beroende på vikten (Seeram, 2016). Inställningen av kV kan ställas in beroende på patientens vikt eller BMI och beroende på vilken undersökning som ska utföras (Zinsser et al., 2017). Om kV ökas från 120 till 140 kV, förutsatt att mAs är relativt konstant, ger det en 50 % ökning av stråldosen. På senare tid har mer avancerade tekniker kommit där kV ställs in automatiskt som tex. Siemens Care kV där kV ställs in beroende på vilken kontrast till brus som önskas och vilket organ som ska undersökas (Zinsser et al., 2017). Rörladdningen (milli Ampere sekund) bestämmer mängden fotoner till patienten under exponeringen. Om mAs ökas så ökar stråldosen proportionellt och om mAs minskas så minskar stråldosen samtidigt som bruset ökar (Kubo, 2018; Seeram, 2016). Pitch är avståndet som bordet rör sig per rotation av röret beroende av antal detektorrader (kollimering). När pitchen ökas så minskar stråldosen så länge alla andra faktorer är samma men kan försämra bildkvaliteten och ge artefakter ju högre pitchen är (Kubo, 2018; Seeram, 2016).

Andra faktorer som kan påverka stråldosen är scanning som är onödig (överscanning), val av fel protokoll och centrering av patienten (bordshöjd) (Seeram, 2016; Söderberg, 2015; Zinsser et al., 2017). När en patient skall undersökas är det viktigt att röntgensjuksköterska inte scannar mer än vad som behövs för en undersökning för att inte ge onödig stråldos. Fel val av protokoll kan innebära för lite stråldos som ger sämre bildkvalitet (mer brus) eller för mycket stråldos i onödan. Liksom röntgensjuksköterskan behöver vara uppmärksam på utförandet av undersökningen behöver radiologer och remittenter ha kunskap om rätt val av undersökning och om undersökningen är berättigad (Seeram, 2016; Zinsser et al., 2017).

Dosoptimerande tekniker

Rörströmsmodulering

Rörströmsmodulering är en teknik som introducerades 1994 vilket baseras på principerna av automatisk exponerings automatik, automatic exposure control (AEC), som funnits tidigare inom röntgen (Seeram, 2016). Syftet med AEC är att anpassa rörströmmen för att hålla bildkvaliteten på en viss nivå oberoende av patienttjocklek eller undersökning. Vid DT regleras mA i x-y och/eller z plan (längsriktning) under scanningen och beror på patientstorleken och skillnaden i attenuering i olika vävnader. Målet är att få samma bildkvalitet under hela scanningen oberoende av objektets storlek och att kontrollera stråldosen (Seeram, 2016).

Det finns idag fyra olika varianter av rörströmsmodulering som används i kombination med varandra vilket används av de flesta DT-företagen (Kubo, 2019; Raman et al., 2013).

1. Rörströmsmodulering som reglerar mAs efter patient totala storlek vilket bestäms av en översiktbild.
2. Longitudinal Z- Axis modulering baseras på en attenueringskurva som fås från översikt bilden där mAs regleras efter attenueringen i olika organ för att få en jämn bildkvalitet och brusnivå.
3. Vinkelformad rörströmsmodulering justerar stråldosen medan röntgenröret roterar 360 grader runt patienten vilket beror på tjockleken av patienten och attenueringen i olika vinklar i x-y planet.
4. X-axis, y-axis och z-axis rörströmsmodulering kombinerar vinkelformad och z-axis modulering (Kubo, 2019; Raman et al., 2013).

För att rörströmsmodulering skall användas korrekt måste användaren ställa in vilken önskad bildkvalitet eller brusnivå som vill uppnås på olika undersökningar och rörströmsmoduleringen fungerar olika beroende på DT-modell/företag. Utefter denna inställning varierar mAs beroende på attenueringen för att hålla bildkvaliteten på den konstanta nivå som har ställts in. De olika företagens benämning på inställningen är noise index (GE), reference image (Philips), quality reference mAs (Siemens) och standard deviation (Toshiba) (Seeram, 2016). Om inte rörströmsmodulering används på ett genomtänkt sätt kan påverkan på stråldosen och bildkvaliteten bli stor (Kubo, 2019; Raman et al., 2013). När centrereringen inte är i mitten av patienten (isocenter) kan stråldosen öka markant om patienten är nära strålkällan eller omvänt så blir stråldosen för liten vilket ger mer brus och

försämrar bildkvaliteten, om rörströmsmodulering används (Seeram, 2016; Söderberg, 2015; Zinsser et al., 2017)

Iterativa rekonstruktioner

Från början (1970) rekonstruerades DT bilder med en iterativ metod kallad algebraic reconstruction technique (ART) som pga. brist av datakapacitet snabbt blev ersatt med en enklare analytisk metod som kallas filtered back projektion (FBP) eller konvulsions metod (Willeminck et al., 2018). FBP var den metoden som användes för bildrekonstruktion fram tills 2009 då iterativa rekonstruktioner introducerades. Med FBP rekonstrueras DT bilder från den insamlade attenueringen från olika projektioner (sinogram) genom att applicera ett digitalt filter (konvulsions filter) som genererar en serie av filtrerade profiler av projektionerna för att inte få en suddig bild. De filtrerade profilerna går igenom en så kallad bakåtprojektion där summan av alla attenueringsdata i alla riktningar läggs ihop för att skapa en bild. Nackdelen med FBP är att bilderna är brusiga, har mycket artefakter och för att ge bra bilder krävs en hög stråldos. I takt med att oron ökade för att ge unga patienter hög stråldos så scannades de med en lägre stråldos vilket tyvärr gav mycket sämre bildkvalitet och brusiga bilder (Willeminck et al., 2018).

Stora ansträngningar gjordes för att utveckla iterativa rekonstruktioner med målet att kunna utföra lågdos DT med hög diagnostisk kvalitet vilket år 2009 gav den första iterativa rekonstruktionen av Siemens (IRIS) (Willeminck et al., 2018). Den liknade i grunden FBP men lade till iterativa rekonstruktioner för att minska bruset. Inom två år kom mer sofistikerade IR algoritmer, s.k. hybrid IR rekonstruktioner med ASIR (GE) och SAFIRE (Siemens). Hybrid IR utgår från bakåt projektion som FBP och IRIS men är mer avancerade då de filtrerar rådata iterativt för att bli av med artefakter för att därefter iterativt filtrera bort brus. Inte långt efter introducerades den första rena iterativa rekonstruktionen, model based iterative reconstruction (MBIR), av GE (Veo) (Willeminck et al., 2018).

Rena iterativa rekonstruktioner (full IR) börjar med bakåtrekonstruktion som är en normal FBP från insamlad projektionsdata för att rekonstruera en simulerad projektionsdata av objektet (model projektion) och skickas till bilddatadomänen (Willeminck, 2013). Därefter överförs model projektionen till rådatadomänen genom en framåt rekonstruktion som

simulerar datainsamlingen och använder tidigare kända egenskaper av DT systemet. Efter jämförelse med insamlad projektdata görs korrigeringar och datan överförs till bilddatadomänen. Framåt- och bakåt-rekonstruktioner upprepas flera gånger (multiple iterations) tills korrigeringarna blir mycket små och acceptabel kvalitet uppnås (Willemink, 2013).

Idag finns tre varianter av iterativa rekonstruktioner som utgår från bilddata, projektdata (rådata) och bilddata samt endast projektdata (Foley, 2016). Iterativa rekonstruktioner som utgår från bilddata börjar med att rådata rekonstrueras med FBP och därefter framåt-projiceras med multipla iterationer med utgångspunkt från brusdata. Fördelen med denna metod är att rekonstruktionen går ganska snabbt och nackdelen är att stråkartefakter inte tas bort (Foley, 2016). Iterativa rekonstruktioner som utgår från projektdata och bilddata börjar med att projektdata rekonstrueras med FBP och jämförs därefter med det ideala brusset baserat på statistik. Därefter utförs multipla iterationer som jämför varje uppdaterad voxel med det ideala brusset tills skillnaderna blir acceptabla. Fördelen med denna metod är att det går relativt snabbt och nackdelen är att den inte reducerar stråkartefakter och bibehåller den spatiella upplösningen så bra (se rubrik bildkvalitet nedan) (Foley, 2016).

Iterativa rekonstruktioner som utgår från projektdatan kallas även för MBIR (Foley, 2016). Fördelarna med MBIR är många men de viktigaste är lägre stråldos, mindre brus, bättre spatial upplösning, bättre kontrastupplösning, mindre stråkartefakter och metall artefakter. Nackdelarna är att MBIR tar mycket lång tid att rekonstrueras och bilderna ser annorlunda ut än FBP och hybrid IR. Generellt har hybrid IR kunnat sänka stråldosen mycket jämfört med FBP och MBIR kan sänka stråldosen radikalt beroende på vilken typ av MBIR och undersökning (Foley, 2016). Nedan ses en tabell över olika iterativa rekonstruktioner hos olika modeller och fabrikat.

Tabell 1. Översikt av iterativa rekonstruktioner, typ och företag

Algoritm	Process- Iterativ rekonstruktion	Företag
IRIS	Bilddata- Hybrid IR	Siemens
ASIR	Projektdata och bilddata- Hybrid IR	GE
AIDR 3D	Projektdata och bilddata- Hybrid IR	Canon
SAFIRE	Projektdata och bilddata- Hybrid IR	Siemens

iDose 4	Projektionsdata och bilddata- Hybrid IR	Philips
Veo	Projektionsdata- MBIR	GE
MBIR	Projektionsdata- MBIR	GE
IMR	Projektionsdata- MBIR	Philips
FIRST	Projektionsdata- MBIR	Canon
ADMIRE	Projektionsdata- MBIR	Siemens

Dosoptimering och bildkvalitet

Bildkvalitet vid DT är väsentligt för diagnostiken och består av fem fysiska parametrar som spatial upplösning, kontrast upplösning, temporal upplösning, brus och artefakter (Kalra et al., 2012; Seeram, 2016). Spatial upplösning är små detaljer eller skärpan av objekt som ses på bilden samt datortomografens förmåga att framhäva objekt nära varandra som är mycket olika sin bakgrund. Faktorer som kan påverka den spatiala upplösningen är tex.

rekonstruktionsalgoritmen (kernel) och rekonstruktions field of view (FOV).

Kontrastupplösning är datortomografens förmåga att framhäva små skillnader i mjukdelar i en bild. DT har mycket bättre kontrastupplösning än konventionell röntgen och ultraljud men inte mot magnetisk resonanstomografi (MRT). Det som påverkar kontrastupplösning är brus vilket påverkas av de inställda parametrarna. Temporal upplösning är datortomografens förmåga att ta en bild av ett rörligt organ och ta en bild med så lite rörelse som möjligt vilket har varit mest aktuellt vid scanning av hjärtan. Introduktion av snabbare rotation av röntgenröret (rotationstid) och dual source DT har gett snabbare scanningstider och därmed bättre temporal upplösning (Kalra et al., 2012; Seeram, 2016).

Brus beror på antalet detekterade fotoner och påverkas av scanning tekniken (kV, mA, snitt tjocklek, pitch, rotationstid), patientstorlek och rekonstruktions filter (Kalra et al., 2012; Seeram, 2016). Bruset mäts med standard deviation (SD) av CT talet (HU) genom att en region of interest (ROI) placeras i en bild. Värdet är en statistisk parameter som beskriver variationen av HU i pixlarna i området som mäts. Artefakter kan försämra bildkvaliteten, påverka möjligheten att se detaljer och i värsta fall ge feldiagnos. Därför är det viktigt för röntgensjuksköterska att känna till vilka typer av artefakter det finns. De vanligaste är

rörelseartefakter, metallartefakter, beam hardening artefakter, partial volume artefakter, brus artefakter och conebeam artefakter (Kalra et al., 2012; Seeram, 2016).

Samtidigt som stråldosen hålls så låg som möjligt är det viktigt att bildkvaliteten granskas för att garantera att diagnos går att ställa (Verdun et al., 2015). Denna kvalitetskontroll kan göras visuellt av läkarna med en metod som kallas visual grading analysis (VGA), enligt en europeisk standard från flertal radiologer och fysiker och godkänd av IRCP, där bilderna granskas efter en bestämd graderingsmall och betygsätts efter bildkvalitet, brus och diagnostisk acceptans (Verdun et al., 2015). Ett annat sätt att kontrollera bildkvalitet är att mäta brus med standard deviation (SD) i enheten HU och attenuering i enheten HU i bilden genom placering av en ROI och räkna ut signal-to-noise ratio (SNR) och contrast-to-noise ratio (CNR). SNR beskriver synbarheten hos ett objekt i förhållande till bakgrunden vilket görs genom att jämföra nivån av önskad signal (fotoner) med bruset som mättes i en ROI och räknas ut med en specifik formel. CNR beskriver kontrastskillnaden mellan objekt och bakgrund. Ofta används CNR för att beräkna hur jodkontrast påverkar kontrastskillnaden (Kalra et al., 2012; Seeram, 2016; Verdun et al., 2015).

Syfte

Syftet är att beskriva effekten av stråldosreducerande tekniker såsom iterativ rekonstruktion och rörströmsmodulering vid datortomografiundersökningar.

Metod

Studien utfördes som en icke-systematisk litteraturstudie som baserades på kvantitativa vetenskapliga artiklar. En litteraturstudie kallas också för en forskningsöversikt som utgår från en avgränsad undersökningsfråga (Kristensson, 2014). Med utgång från frågan söktes strukturerat i vetenskaplig litteratur för att i nästa steg kritiskt värdera och sammanställa denna litteratur. Kristenssons (2014) metoddesign användes genomgående förutom vid analysen som inspirerades av Fribergs modell (2015).

Urval

I studien inkluderades artiklar som hade fokus på tekniker som används i dosoptimeringssyfte med inriktning på rörströmsmodulering och iterativa rekonstruktioner. Vidare valdes artiklar med kvantitativ ansats, baserade på studier utförda på vuxna människor eller fantom.

Artiklarna som valdes skulle vara skrivna på engelska och ej vara äldre än 10 år. Artiklarna skulle ha medelhög till hög kvalitet, vara godkända av en formell etikprövningskommitté och vara peer reviewed.. Exklusionskriterier var artiklar med kvalitativ ansats, review artiklar samt artiklar med låg kvalitet. Om studiens inriktning var att studera barn uteslöts dessa med.

Datainsamling

Databaserna som användes för att söka efter relevant data var PubMed och Inspec. PubMed är en databas som innehåller vetenskaplig litteratur främst från de medicinska vetenskaperna och tillhandahålls av National Library of Medicine i USA i vilket den största sökmotorn är Medline (Kristensson, 2014). Inspec (Elsevier) är en databas som innehåller vetenskaplig litteratur inom elektronik, fysik och datavetenskap som publiceras av Institution of Engineering and Technology och ligger på Engineering Village plattformen (Engineering Village, 2021)

För att begränsa antalet artiklar identifierades intresseområdet och definierande av sökord. I sökningarna i PubMed användes en kombination av MeSH-termer, trunkering av vissa ord, booleska sökoperatörer och sökning i fritext (Bil. 1). I Inspec användes fritextsökning och booleska sökoperatörer men inte Thesaurus då det inte gav passande indexord (Bil.1). MeSH (Medical Subject Headings) är ett indexord (Thesaurus) som används i PubMed för att göra sökningen mer specifik (Kristensson, 2014). Booleska sökoperatörer används för att bestämma vilket samband de utvalda sökorden ska ha till varandra och de mest grundläggande som används är AND, OR och NOT. Genom att kombinera två sökord med AND blir sökningen mer specifik. För att hitta närliggande begrepp används OR. Genom att använda NOT exkluderas begrepp och gör sökningen ännu mer specifik. Trunkering innebär möjligheten att inkludera sökträffar från ordets alla böjningsformer (Friberg, 2015). För att få en hanterbar mängd artiklar att granska kombinerades ett antal olika sökord, MeSH-termer och booleska sökoperatörer i olika kombinationer innan en slutlig kombination

hittades. Till viss hjälp att hitta sökord eller MeSH-termer var att se vilka sökord som hade valts i enskilda artiklar. Sökningarna delades upp i två delar där den ena sökningen var inriktad på iterativa rekonstruktioner och den andra på rörströmsmodulering. Sökord som användes var tomography, x-ray computed [MeSH], computed tomography, iterative reconstruction, filtered back projection, image quality, radiation dosage [MeSH], dose reduction, dose optimization, tube current modulation, automatic exposure control, ADMIRE och FIRST.

När sökningen var klar genomfördes en läsning av alla artiklars titlar. De titlar som verkade relevanta för studiens syfte gav en vidare granskning genom att läsa abstraktet. Läsning av artiklarnas titlar och abstrakt utfördes några gånger för att säkerhetsställa att ingen viktig artikel missats. Nästa steg var att bedöma abstraktet utifrån syftet, inklusionskriterier, exklusionskriterier och metod. Från den granskningen valdes 24 artiklar ut för att läsa i fulltext. Dessa artiklar lästes igenom flera gånger och av dessa valdes 12 artiklar ut då övriga artiklar inte besvarade syftet, hade fel intervention eller var av för dålig kvalitet. Artiklarna kvalitetsgranskades efter en modifierad version av Fribergs granskningsmall för kvantitativa studier (2012). Frågan om omvårdnadsvetenskaplig teoribildning valdes bort eftersom den inte var relevant (Bil. 2). Frågorna gav ett eller noll poäng där ett betydde positivt svar och därefter räknades resultatet ut i procent. Av de 12 artiklarna som granskades valdes åtta ut för att ingå i denna studies resultat då de hade fått ett högt resultat i kvalitetsgranskningen vilket varierade från 75- 95 %. Resterande fyra artiklar hade fått resultat under 75 % och valdes därför bort.

Data analys

För att sammanställa resultatet i studien på ett överskådligt sätt användes en integrerad analys (Kristensson, 2014). I det första steget lästes alla artiklar igenom flera gånger för att få en generell överblick över artiklarna och hitta likheter eller skillnader i metod och resultat. Nästa steg var att identifiera vilka kategorier som sammanfattade resultatet i artiklarna. För att få en ännu bättre översikt av artiklarna gjordes en sammanställning i form av en tabell (Bil. 3) som beskriver artiklarnas syfte, metod och resultat. Slutligen lästes artiklarna i omgångar för att kunna identifiera, förstå och därefter samla de olika studiernas likheter och skillnader i

varje kategori. Kategorierna som sammanfattar resultatet är: stråldoser vid iterativa rekonstruktioner, stråldoser vid rörströmsmodulering, bildkvalitet och användarfaktorer.

Forskningsetiska avvägningar

I Sverige finns en etikprövningslag som innehåller bestämmelser om etikprövning av forskning på människor och biologiskt material från människor samt bestämmelser om samtycke till forskningen (Vetenskapsrådet, 2020). Enligt lagen får forskningen godkännas bara om den kan utföras med respekt för människovärdet. Ett internationellt styrdokument som reglerar forskning som involverar människor är Helsingforsdeklarationen som innebär att forskningen skall ske med respekt för individens självbestämmande, nyttan av forskningen ska vägas mot och överstiga risken för skada, risken för skada ska minimeras och att alla deltagare ska behandlas rättvist (Kristensson, 2014).

För att denna studie skulle vara forskningsetisk var kriterierna för urval av vetenskapliga artiklar att de skulle vara godkända av en etisk kommitté. Av åtta artiklar som valdes för att sammanställa resultatet hade sju fått tillstånd av en etisk kommitté. En artikel (Lee et al., 2016) hade utfört sin studie på fantom vilket därför innebar att tillstånd inte sökt hos etisk kommitté. De studier (Aissa et al., 2015; Bharti et al., 2018; Singh et al., 2011) som hade utförts på människor prospektivt gav information till patienterna om studien och samtycke getts av patienterna. En av studierna (Moloney et al., 2018) hade utförts på avlidna människor som gett sitt samtycke till att deras kropp skulle få användas i forskningssyfte. Studierna (Harri et al., 2013; Mulvey et al., 2018; Scholtz et al., 2015) som utförts på patienter retrospektivt behövde inte informera eller få samtycke av patienterna enligt den etiska kommitténs godkännande.

Resultat

Efter granskning av åtta artiklar urskildes följande kategorier: stråldoser vid iterativa rekonstruktioner, stråldoser vid rörströmsmodulering, bildkvalitet och användarfaktorer. En tabell (Bil.3) ger en sammanfattning av alla artiklar för att få en tydligare översikt över syfte, metod, parametrar, rekonstruktioner, stråldoser och resultat.

Kategorierna om stråldos har urskilts genom att alla artiklar undersöker påverkan på stråldos med skillnad i vilken intervention de använder. I fyra artiklar undersöks vilken påverkan MBIR har på stråldosen och de andra fyra artiklarna om hur rörströmsmodulering påverkar stråldosen. Men inte endast stråldos mättes utan även värden för bildkvalitet i alla studier vilket gav upphov till kategorin bildkvalitet. Den sista kategorin användarfaktorer undersöks i artiklarna med rörströmsmodulering.

Stråldoser vid iterativa rekonstruktioner

Alla fyra studier (Bharti et al., 2018; Moloney et al., 2018; Scholtz et al., 2015; Singh et al., 2011) undersökte hur MBIR påverkar stråldosen jämfört med FBP och i studierna av Moloney et al. (2018) och Singh et al. (2011) jämfördes även MBIR med hybrid IR. Två av studierna (Bharti et al., 2018; Singh et al., 2011) undersökte bildmaterialet av patienter prospektivt, en studie (Scholtz et al. 2015) undersökte bildmaterialet av patienter retrospektivt och en studie (Moloney et al. 2018) undersökte bildmaterialet av donerade människokroppar. Tre av studierna (Bharti et al., 2018; Moloney et al., 2018; Singh et al., 2011) använde ett DT Buk protokoll medan Scholtz et al. (2015) använde ett CT Hals protokoll. Fast kV och fast mAs användes i två av studierna (Moloney et al. 2018; Singh et al. 2011), Bharti et al. (2018) använde fast kV och rörströmsmodulering och Scholtz et al. (2015) använde automatiskt kV och rörströmsmodulering.

I studien av Bharti et al. (2018) användes dubbelenergi och ur detta kunde data tas ut med 30 % , 70 % och 100 % stråldos och på detta vis gavs inte patienterna onödig stråldos. Resultatet visade att vid 30 % och 70 % stråldos hade MBIR styrka tre bättre bildkvalitet än FBP och en potentiell stråldosreduktion på 22- 47 % jämfört med FBP. För MBIR styrka fem var den potentiella stråldosreduktionen 34–74 % förutom vid leverdiagnostik. MBIR styrka tre och fem innebär olika nivåer på brusreducering där styrka fem är högst. I studien av Moloney et al. (2018) scannades kropparna med ett kliniskt protokoll och tre lågdosprotokoll. Resultatet visade att vid en dosreduktion upp till 62 % hade MBIR lägre brus och bättre bildkvalitet än FBP och hybrid IR.

Sing et al. (2011) presenterade inte stråldoser i studien mer än att det var 75 % mindre dos på scannet utfört med 50 mAs jämfört med scannet utfört med 200 mAs. Studien visade att för patienter under 107 kg hade MBIR möjlighet att sänka stråldosen med 75 % jämfört med FBP och hybrid IR samtidigt som bildkvalitet och diagnostisk tillförlitlighet var bättre än hybrid IR och mycket bättre än FBP. I studien av Scholtz et al. (2015) undersöktes patienter (grupp A) på en äldre DT-modell och den andra hälften (grupp B) på en ny DT-modell. Stråldosen var betydligt lägre i grupp B än grupp A med en stråldosreduktion i medeltal på 36 %. Vid 70 kV i grupp B reducerades dosen ytterligare med 63 % och vid 80 kV reduceras dosen 45 %. Resultatet visade att kombinationen av automatisk modulering av kV och MBIR resulterade i en substantiell stråldossänkning på 36% med lågt brus och ökat CNR.

Alla fyra studier kom fram till resultatet att MBIR reducerar stråldosen radikalt jämfört med FBP samtidigt som bildkvalitet och diagnostisk tillförlitlighet bibehålls. Dosreduktionen är även stor vid jämförelse mellan hybrid IR och MBIR vilket Maloney et al. (2018) och Singh et al. (2011) visar i sina studier. I studierna visade resultatet att stråldosen kan sänkas ytterligare med MBIR beroende på vad som skall diagnosticeras men för det krävs ytterligare studier.

Tabell 2. Översikt av stråldoser vid iterativa rekonstruktioner

Artiklar	CTDI vol	DLP	SSDE
Bharti et al.	6,2 (\pm 1,3) mGy	292 (\pm 70) mGy cm	8,6 (\pm 1,5) mGy
Moloney et al. (Kliniskt protokoll)	12,6 mGy	631 (\pm 33) mGy cm	14,2 (\pm 1,6) mGy
Moloney et al. (protokoll med lägst dos)	4,8 mGy	238 (\pm 12) mGy cm	5,4 (\pm 0,6) mGy
Scholtz et al. (grupp A)	9,57 (\pm 0,93) mGy		20,38 (\pm 1,63) mGy
Scholtz et al. (grupp B)	6,29 (\pm 0,81) mGy		13,4 (\pm 1,50) mGy
Scholtz et al. (grupp B - 70 kV)			7,85 (\pm 0,13) mGy
Scholtz et al. (grupp B – 80 kV)			11,52 (\pm 0,55) mGy

Stråldoser vid rörströmsmodulering

Fyra studier (Aissa et al., 2015; Harri et al., 2013; Lee et al., 2016; Mulvey et al., 2018) undersökte vilken påverkan rörströmsmodulering (ATCM) har på stråldosen på olika sätt. En av studierna (Aissa et al., 2015) undersökte bildmaterial av patienter prospektivt, två studier (Harri et al., 2013; Mulvey et al., 2018) undersökte bildmaterial av patienter retrospektivt och två studier utfördes på fantom (Lee et al., 2016; Mulvey et al., 2018). Tre av studierna (Aissa et al., 2015; Harri et al., 2013; Mulvey et al., 2018) använde ett protokoll för CT-Buk och en studie använde ett protokoll för DT-trauma (Lee et al., 2016). Fast kV och rörströmsmodulering användes i alla studierna och fast kV och fast mAs användes i studierna av Aissa et al. (2015) och Lee et al. (2016).

Lee et al. (2016) mätte stråldosen på två olika sätt: Attenueringen av bårarna mättes med en jonisations kammare (Radcal 10X5-3CT). Den utåtgående stråldosen (mR) mättes utan (1) bår, med Iron Duck bår (2) och med Ferno Najo Redihold bår (3). Bårarna placerade mellan röntgenrör och joniseringskammaren. Den andra metoden var att scanna ett fantom med två olika CT-system. Scan gjordes i schemat som ovan utan och med de två olika bårarna. För att mäta stråldosen togs mAs och CTDI vol från dosrapporten. För att veta huddosen och vilken attenuering bårarna hade sattes thermoluminescent dosimeters (TLD) på tre olika positioner på fantomet. Resultatet visade att attenueringen från bårarna jämfört med utan ökade stråldosen med 17- 20,7 %. När ATCM användes ökade rörströmmen på GE med 18- 31 % och på Siemens 2-7 % och ökningen av CTDI vol var på GE 22-27 % och på Siemens 3-4 %. Huddosen vid bäckenet anteriort ökade med upp till 15 % på GE och upp till 25 % på Siemens.

Mulvey et al. (2018) utförde studien genom att ett bukfantom (anthropomorphic fantom) scannades med olika personliga objekt (mobiltelefon, dragkedja, BH byglar) liggande på fantomet. CTDI vol och DLP samlades in från dosrapporten. Stråldos eller mAs påverkades inte när mindre objekt låg i scanning fältet. Men när en mobiltelefon låg i scanning fältet ökade rörströmmen från 125mA till 145 mA och DLP med 3,7 %, även om mobiltelefonen togs bort innan scanningen.

I studien av Harri et al. (2013) registrerades data som kV, mA, användning av ATCM, DLP, CTDI, bordshöjd, AP (anterior posterior) eller PA (posterior anterior) översiktsbild, om patientens arm låg nere, vilka protokoll som användes och antal överscannade bilder (scanning utöver området som krävdes för undersökningen). Resultatet visade att för 60 % av patienterna varierade DLP med 0- 15% mellan två CT undersökningar och 10 % av undersökningarna varierade DLP med mer än 75 % som orsakades av olika användarfaktorer (bordshöjd, AP eller PA översiktsbild, val av protokoll, överscanning och om patientens armar var vid sidan eller uppe). För en patient gick skillnaden i DLP från 0,1 % till 238 %. Vidare visade resultatet att bordscentrering närmare strålkällan samtidigt med en PA översiktsbild resulterade i förstoring av patienten vilket ledde till en ökning av rörström när ATCM användes vilket ökade DLP. Skillnader i hur röntgensjuksköterskor arbetade, arm position och överscanning orsakade också variation i stråldosen.

I studien av Aissa et al. (2015) utfördes scanning med fast mAs (grupp A) och rörströmsmodulering (grupp B). CTDI vol och DLP togs från dosrapporten och SSDE räknades ut från DLP och conversion factor. Möjlig dosreduktion beräknas vara i medel 0,6 mSv (33 %). Det visade att stråldosen var signifikant lägre i grupp B jämfört med grupp A.

I studierna av Harri et al. (2013), Lee et al. (2016) och Mulvey et al. (2018) bevisades att vid användning av rörströmsmodulering kan stråldosen påverkas om inte kunskap finns om hanteringen av funktionen. När olika objekt läggs till i scanningen (traumabår, mobiltelefon, patientens armar) så ökar stråldosen. När bordet inte centreras i mitten och i kombination med att översiktsbilden tas PA (Harri et al., 2013) ökar stråldosen markant pga. patienten verkar större än den är i verkligheten (förstoringsfaktorn). Aissa et al. (2015) visar i studien att genom användning av rörströmsmodulering jämfört med fast mAs reduceras stråldosen markant.

Tabell 3. Översikt av stråldoser vid rörströmsmodulering

artiklar	rörström	CTDI vol	DLP	SSDE
Lee et al. (ATCM -GE)	39- 98 mAs (18- 31%)	2- 3 mGy (22- 27 %)		
Lee et al. (ATCM- Siemens)	7- 21 mAs (2- 7 %)	0,3- 0,4 mGy (3- 4 %)		
Aissa et al. (grupp A)		2,7 (± 0,01) mGy	125,7 (± 9,7) mGy cm	1,89 (± 0,14) mGy
Aissa et al. (grupp B)		1,81 (± 0,64) mGy	83,9 (± 48,1) mGy cm	1,06 (± 0,49) mGy

Bildkvalitet

Bedömning av bildkvalitet utfördes genom objektiv (data) och subjektiv (personlig värdering) insamling. Objektiv insamling bestod av att placera en ROI i bestämda anatomiska strukturer där attenueringsvärde i HU (Aissa et al., 2015; Harri et al., 2013; Moloney et al., 2018; Mulvey et al., 2018; Scholtz et al., 2015; Singh et al., 2011) och SD i HU (alla åtta studier) mättes. Ur denna data räknades SNR (Aissa et al., 2015; Moloney et al., 2018; Scholtz et al., 2015) och CNR (Aissa et al., 2015; Scholtz et al., 2015) ut. I studien av Singh et al. (2011) mättes även Noise Spectral Density (NSD) men det medgavs att mätmetoden passar bättre när enstaka snitt tas och inte vid spiral DT. Subjektiv analys (Aissa et al., 2015; Bharti et al., 2018; Moloney et al., 2018; Scholtz et al., 2015; Singh et al., 2011) utfördes genom att radiologer visuellt analyserade bildkvalitet genom att jämföra två slumpmässigt utvalda bilder bredvid varandra och poängsätta enligt en standardiserad europeisk metod för kvalitets kriterier vid DT. Enligt dessa riktlinjer bedömdes faktorer som brus, diagnostisk kvalitet, diagnostisk tillförlitlighet och artefakter.

Brus (SD) som uppmättes i studien av Singh et al. (2011) var i lever med FBP på 200 mAs var 21,4 (\pm 6,3) HU , 50 mAs var 42,4 (\pm 12,9) HU, ASIR på 50 mAs var 32,1 (\pm 9,2) HU och med MBIR på 50 mAs var 2,4 (\pm 3,1) HU. Det betyder att med MBIR var bruset avsevärt mindre i ett lågdosprotokoll (50 mAs) jämfört med FBP och ASIR. Även när ett fulldosprotokoll (200 mAs) användes med FBP var bruset högre än ett lågdosprotokoll med MBIR. I studien av Moloney et al. (2018) påvisades 68,1 % skillnad i brus mellan MBIR och FBP i protokollet med lägst dos. I studien av Moloney et al. (2018) visar att SNR för MBIR var signifikant högre än FBP och ASIR. Scholtz et al. (2015) visade att SNR ökade signifikant i alla anatomiska strukturer i grupp B (MBIR) jämfört med grupp A (FBP).

En annan faktor som belystes i studierna är att MBIR har ett annat utseende jämfört med FBP och hybrid IR och de hade beskrivits som utslätade och ”plastiga”. Ingen av granskarna upplevde att detta påverkade granskningen av bilderna nämnvärt utan snarare kunde små strukturer ses bättre på MBIR jämfört med FBP och hybrid IR speciellt på koronara bilder. Undantaget var i studien av Bharti et al. (2018) där MBIR användes med två olika brusreduceringsnivåer. När en starkare nivå (ADMIRE styrka fem) användes kunde bilden upplevas plastig och utslätad vilket bedömdes som en svårighet. En annan fördel med MBIR var att artefakter minskade på MBIR jämfört med FBP och hybrid IR.

I artiklarna som undersökte rörströmsmodulering visar studien av Lee et al. (2016) ingen skillnad i brus men det påpekades att funktionen av rörströmsmoduleringen är att hålla konstant brusnivå. Mulvey et al. (2018) visade att bruset ökade med 144 % när en mobiltelefon låg på fantomet under scanningen. I studien av Harri et al. (2013) minskade bruset när PA översiktsbild användes samtidigt som stråldosen ökade pga. förstoringfaktorn. I studien av Aissa et al. (2015) fanns ingen skillnad i SNR och CNR mellan patientgrupperna. Vid den subjektiva granskningen upplevdes bilderna i grupp B (rörströmsmodulering) vara sämre än i grupp A (fast mAs) men acceptabla. Patienterna i studien screenades för att detektera kokainförpackningar och vid fynd var innehållet i kokainet högattenuerande och syntes väl på bilderna.

Användarfaktorer

Rörströmsmodulering sänker stråldosen markant vid användning vilket visas i studien av Aissa et al. (2015). Men funktionen är beroende av användaren och kräver kunskap och ständig uppmärksamhet till skillnad mot iterativa rekonstruktioner som ligger färdigt i protokoll och sker automatiskt. I tre studier (Harri et al., 2013; Lee et al., 2016; Mulvey et al., 2018;) visas hur olika användarfaktorer kan påverka stråldosen.

I studien av Lee et al. (2016) visas att traumabårar attenuerar strålning och när rörströmsmodulering används så ökar stråldosen. Samtidigt menar företaget som säljer traumabårar att de inte attenuerar strålning. I studien av Mulvey et al. (2018) visades att om större föremål som en mobiltelefon ligger i fältet som scannas så ökar stråldosen och även om föremålet tas bort innan scanningen. När mindre föremål lämnas kvar, som tex. en dragkedja, påverkades inte stråldosen. I studie av Harri et al. (2015) undersöktes olika faktorer som påverkade stråldosen vilket var bordshöjden, PA översiktsbild, armar som låg nere, överscanning och fel protokoll. De faktorer som påverkade stråldosen markant var när bordshöjden var närmare strålkällan samtidigt som en PA översiktsbild användes. Det visade sig att under studiens gång hade någon beslutat sig att ändra i protokollet då de trodde detta gav mindre stråldos vilket inte var enligt tillverkarens rekommendationer. Harri et al. (2015) menar att det är viktigt att det finns kunskap om rörströmsmodulering och att kommunikation och feed back mellan röntgensjuksköterskor och läkare bör finnas.

Diskussion

Diskussion av vald metod

Denna studie utfördes som en icke systematisk litteraturstudie vilket beslutades tidigt i planeringen. Metoden valdes för att kunna samla relevant kunskap från den senaste forskningen för att kunna använda i praktiken vilket beskrivs av Kristensson (2014) eller inspirera andra till att söka kunskap i vetenskaplig litteratur. Med denna metod samlades inte all relevant litteratur vilket hade utförts i en systematisk litteraturstudie (Kristensson, 2014) vilket hade varit det bästa för studiens kvalitet men inte möjlig för denna studies tidsram. För att identifiera studiens syfte användes akronymen PICO (Kristensson, 2014) som hjälp för att därmed underlätta sökningarna i databaser. Från början var syftet dosoptimering vid datortomografi undersökningar men ganska snart kom insikten att studien skulle bli för stor eftersom det existerar många sätt att dosoptimera. I vetenskapliga artiklar till bakgrund kunde tydligt urskiljas att det var iterativa rekonstruktioner och rörströmsmodulering som var viktiga för dosoptimeringen.

Sökningar utfördes i Pubmed och Inspec med olika resultat. Att hitta rätt sökord i Pubmed tog tid eftersom antalet träffar var många. Att pröva olika sökord i fritext och användning av MeSH termer underlättade liksom att se vilka sökord som var vanligt förekommande inom området. Ytterligare hjälp var att se vilka sökord som användes i artiklarna. Vissa ord fanns inte att hitta som MeSH utan fick sökas som fritext som tex. "iterative reconstruction". Vid läsning av några abstrakt kom insikten att även sökning av ADMIRE och "filtered back projection" behövdes för att hitta artiklar som använde samma metod. Vid sökning av artiklar med rörströmsmodulering fick två olika sökord, "automatic exposure control" och "tube current modulation", användas då det användes olika termer i artiklarna. Sökning i Inspec var en svårighet då passande Thesaurus inte hittades och det gick därför bättre med sökning i fritext. För mer utförlig beskrivning av sökningar se metod och sökschema (Bil. 1). PubMed gav ett stort antal artiklar som var relevanta för syftet och uppvisade från medelhög till hög kvalitet vid kvalitetsgranskning. Inspec gav däremot färre träffar av artiklar relevant för syftet och vid granskning påvisades att de var av undermålig kvalitet. Det hade varit en fördel om sökningar hade skett i fler data baser för att utöka sökningen och få med fler relevanta artiklar

men utfördes inte pga. tidsbrist. Artiklarna i den slutgiltiga sökningen var studier utförda i flera länder i världen vilket upplevdes som ett jämt resultat. Att artiklarna inte var äldre än 10 år var en nödvändighet eftersom utvecklingen inom DT går så fort och äldre artiklar eventuellt inte varit aktuella. Det var en fördel att inte inkludera barn i sökningen eftersom studien hade blivit för omfattande och svårhanterlig.

Av alla 24 artiklar som blev lästa i fulltext var det åtta som valdes ut. Resterande artiklar valdes bort med anledning av att de inte var relevanta för syftet, inte hade tillräckligt hög kvalitet, inte var etiskt godkända och inte hade valt MBIR i sin studie. En modifierad granskningsmall av Friberg (2012) användes eftersom lämpliga granskningsmallar för studierna inte hittades hos SBU eller Joanna Briggs Institute. En nackdel var att alla studierna inte utfördes på samma sätt avseende intervention, DT-utrustning och stråldos parametrar vilket innebar olika resultat och varför inte en metaanalys utfördes. En metaanalys innebär att kvantitativa studiers resultat slås samman och analyseras på nytt med hjälp av statistiska beräkningar (Kristensson, 2014) Samtidigt var det också en fördel eftersom det gav ett bredare resultat och alla artiklarna kunde svara på litteraturstudiens syfte. I artiklarna med iterativa rekonstruktioner hade alla valt FBP och MBIR vilket gav ett jämförbart resultat. Även om artiklarna hade olika nivå på stråldosreducering kunde samma slutsats nås i alla artiklarna. I artiklarna med rörströmsmodulering använde alla använde rörströmsmodulering vilket också gav ett jämförbart resultat och även om metoderna var olika kunde resultatet visa på slutsatser som var lika.

Vid granskning av artiklarna lades extra uppmärksamhet över att metoden och resultatet presenterades på ett utförligt och trovärdigt sätt. De åtta artiklarna som valdes ut i denna studie hade utfört sina mätningar på ett trovärdigt sätt genom att exempelvis bilderna hade granskats enligt en europeisk standard, bilderna hade avidentifierats ("blindade") för att undgå bias (Kristensson, 2014) och granskade av flera radiologer. I artiklarna hade resultatet av mätningarna och de statistiska uträkningarna presenterats överskådligt och tydligt. En fördel hade varit om fler artiklar hade inkluderats i denna studie men som nämnts tidigare var de av undermålig kvalitet. Exempelvis hade de mycket kortfattat resultat med otillräckligt beskriven statistik eller med obegriplig presentation av statistik. Både artiklarna som valdes ut till resultatet men även en överhängande del av artiklarna där abstrakten lästes var kvasiexperimentella studier (Kristensson, 2014) eller studier utförda på fantom. Det innebär att deltagarna inte randomiserats till studien en kontrollgrupp saknades. I artiklarna som blev

lästa i fulltext där patienter hade undersökts fanns inte beskrivning om att deltagarna randomiserats eller att det fanns en kontrollgrupp. Däremot fanns inklusions- och exklusionskriterier exempelvis att patienten inte var barn eller hade för avvikande vikt. Inklusionskriterierna var främst för att få ett så jämnt undersökningsmaterial som möjligt genom att exempelvis använda samma undersökningsprotokoll, samma parametrar och med patienter med någorlunda samma storlek eller vikt. Det hade varit intressant att hitta studier som var större kohort- eller tvärsnittsstudier (Kristensson, 2014) där resultatet kanske varit ännu säkrare men hittades inte i denna studies sökning. Samtidigt utfördes multipla mätningar, beräkningar och granskningar av bilderna i studierna som valdes ut till resultatet vilket upplevs som tillförlitligt.

För att sammanställa resultatet användes en integrerad analys (Kristensson, 2014) som fungerade väl för att få struktur i resultatet vilket var en fördel eftersom artiklarna innehöll mycket teknisk fakta. Till stor hjälp var att skriva en översikt av artiklarna i form av en tabell av samma anledning att få ordning på alla tekniska fakta.

Diskussion av framtaget resultat

I alla studier diskuteras problemet att antalet DT-undersökningar ökar och att behovet av att sänka stråldoserna är under ständig utveckling och forskning. Enligt en rapport från SSM (2020) har antalet DT-undersökningar ökat med 130 % mellan 2005 och 2018 och bidrar idag med mellan 50 till 80 % av den totala stråldosen till befolkningen från röntgenundersökningar (SSM, 2017). Men anledning av den ökade användningen av DT publicerades ett styrdokument av ICRP (2000) som innehåller riktlinjer för hur stråldoserna kan sänkas. I dokumentet betonas flera faktorer för att sänka stråldoser som berättigande av DT, optimeringar, samarbete mellan yrkeskategorier, kvalitetskontroller, stråldoskontroller och den tekniska utvecklingen inom DT. Enligt litteraturstudier av Kubo et al. (2018) och Willeminck et al. (2018) finns flera tekniska faktorer för stråldossänkning men de främsta är rörströmsmodulering och iterativa rekonstruktioner.

Rörströmsmoduleringens påverkan på stråldos undersöktes av Aissa et al. (2015), Harri et al. (2013), Lee et al. (2016) och Mulvey et al. (2018) med olika metoder. I studien av Aissa et al. (2015) visades att användningen av rörströmsmodulering jämfört med fast mAs gav en möjlig

stråldosreduktion på i medel 0,6 mSv (33 %). I tre av studierna (Harri et al., 2013; Lee et al., 2016; Mulvey et al., 2018) visas hur stråldosen kan påverkas av att inte vara medveten om hur rörströmsmodulering fungerar. Enligt Kubo et al. (2018) är det viktigt att användningen av DT tekniken sker på ett ansvarsfullt och medvetet sätt. I studien av Harri et al. (2013) är det särskilt tydligt när det påvisas att faktorer som bordshöjden, användning av PA översiktsbild, överscanning och fel val av protokoll kan öka stråldosen markant beroende på användaren. Ett skräckexempel är där stråldosen i DLP för en patient gick från 0,1 % till 238 % mellan två DT undersökningar. En annan faktor som påverkade stråldosen vid rörströmsmodulering var om ett objekt som var attenuerande låg i undersökningsfältet, vilket undersöktes i studier av Harri et al. (2013), Lee et al. (2016) och Mulvey et al. (2018). Mulvey et al. (2018) visade i sin studie att när en mobiltelefon låg i scanning fältet ökade rörströmmen från 125mA till 145 mA och DLP med 3,7 %, även om den togs bort innan scanningen.

I artiklarna av Harri et al. (2013), Lee et al. (2016) och Mulvey et al. (2018) undersöktes hur stråldosen kan påverkas om inte rörströmsmoduleringen används på rätt sätt. I dokumentet av IRCP (2000) är en av principerna för att hantera stråldoserna att en röntgensjuksköterska och radiolog har betydande ansvar för att hålla stråldoserna låga samtidigt som tillräcklig bildkvalitet bibehålls för att ge diagnostisk information. De har även ansvar för att en undersökning utförs med medvetenhet, effektivitet och god teknik (IRCP, 2000). Liknande utformning står i yrkesbeskrivningen på Svensk förening för röntgensjuksköterskor (2011), nämligen att en röntgensjuksköterska ska ha kunskap för att planera, genomföra och utvärdera undersökningar avseende bildkvalitet, stråldos och strålnings säkerhet.

Enligt Stiller (2018) har tidigare strategier som rörströmsmodulering och val av olika rörspänning inte varit tillräckliga för att sänka stråldoserna. Då fanns endast FBP att tillgå och när försök gjordes att sänka stråldosen blev bilderna av mycket dålig kvalitet och brusiga. När hybrid IR introducerades år 2009 innebar det stor sänkning av stråldosen jämfört med FBP (Willeminck et al. 2018), vilket visas i en studie av Molen et al. (2015) där det var en 53 % skillnad i stråldos mellan hybrid IR och FBP.

År 2012 introducerades en ren iterativ rekonstruktion (MBIR) vilket fyra av artiklarna (Bharti et al., 2018; Moloney et al., 2018; Scholtz et al., 2015; Singh et al., 2011) ville studera den stråldosreducerande effekten av. Alla fyra studierna visade i sitt resultat att med MBIR kan stråldosen sänkas radikalt jämfört med FBP samtidigt som bildkvalitet och diagnostisk

tillförlitlighet bibehålls. Singh et al. (2011) visade i sin studie att stråldosen kunde sänkas med 75 % samtidigt som bildkvaliteten bibehölls. Vid denna dossänkning var bildkvaliteten på hybrid IR och FBP oacceptabel (Singh et al., 2011). MBIR är en relativt ny teknik och enligt studierna (Bharti et al., 2018; Moloney et al., 2018; Scholtz et al., 2015; Singh et al., 2011) som undersökt MBIR så är deras slutsats att ytterligare stråldossänkning kan göras men att det kräver vidare forskning.

I samband med att stråldoserna sänks är det lika viktigt att bildkvaliteten är tillräckligt bra för att radiologer skall kunna ställa en diagnos. En röntgensjuksköterska har ansvar för patientsäkerheten i många avseenden, inte bara vård av patienten utan att undersökningen utförs på rätt sätt, med så låg stråldos som möjligt och att bilderna är av tillräcklig kvalitet för att ge patienten en diagnos eller behandling (Svensk förening för röntgensjuksköterskor, 2011). Men en röntgensjuksköterska ansvarar inte ensam för att hålla stråldoserna nere och för optimeringen av bildkvalitet eller protokoll. Ett styrdokument av SSI (2019) beskriver om hur systematisk optimeringsarbete är en process som röntgenkliniker bör följa för att optimera strålskyddet. I dokumentet påtalas att en onödigt hög stråldos inte ger mervärde i diagnostisk information. En för låg stråldos kan omvänt resultera i otillräcklig diagnostisk information och att undersökningen måste göras om eller fel diagnos ställs. Därför är det viktigt att undersökningarna är optimerade (SSI, 2019).

Bildkvaliteten undersöktes i alla studierna, speciellt de som undersökte iterativa rekonstruktioner. I studierna som undersökte iterativa rekonstruktioner (Bharti et al., 2018; Moloney et al., 2018; Scholtz et al., 2015; Singh et al., 2011) visade resultatet att MBIR minskade bruset markant samtidigt som SNR ökade. Singh et al. (2011) studie visar att vid en 75 % dosreduktion ger MBIR en acceptabel brusnivå, acceptabel bildkvalitet och diagnostisk säkerhet medan FBP och hybrid IR ger suboptimalt brus och bildkvalitet vid denna dosreduktion. I studier som använde mindre dosreduktion (Bharti et al., 2018; Moloney et al., 2018; Scholtz et al., 2015) visades att MBIR ger lägre brus, bättre bildkvalitet och högre diagnostisk tillförlitlighet jämfört med FBP. Intressant är att när stråldosen ökar, som Bharti et al. (2018) visar i sin studie, uppnås inte bättre bildkvalitet än FBP. Den visuella bedömningen som radiologer utförde visade att MBIR bilder bedömdes vara mindre brusiga, ha mindre artefakter, vara mer diagnostiskt säkra och hade generellt bättre kvalitet jämfört med hybrid IR och FBP. I studien av Lee et al. (2016) som undersökte rörströmsmodulering ökade inte bruset eftersom tekniken eftersträvar att hålla samma brusnivå men att stråldosen

varierar. Andra faktorer som påverkade bruset var när en mobiltelefon låg i scanningsfältet (Mulvey et al., 2018) vilket ökade bruset med 144%.

Enligt Kubo et al. (2018) och Zinsser et al. (2017) finns det fler faktorer än de tekniska som är viktiga för stråldossänkning, vilket inte tas upp i någon studierna. En är att remitterer bör bli mer medvetna att inte skicka patienter på onödiga undersökningar och att radiologer bör vara medvetna om regler och riktlinjer för att använda DT utrustningen på bästa sätt av patientsäkerhets skäl. En annan faktor är att användningen av DT bör regelbundet kontrolleras gällande inställningar av parametrar och liksom mätningar av stråldos bör ske kontinuerligt (Kubo et al. 2018; Zinsser et al. 2017). En röntgensjuksköterska ska kunna söka efter relevant litteratur och information, medverka i utveckling av ny undersökningsmetodik och initiera eller medverka i ny forskning eller utveckling (Svensk förening för röntgensjuksköterskor, 2011). Vidare skall en röntgensjuksköterska inneha kunskaper inom strålningsfysik och teknologi för att optimera undersökningar avseende kvalitet och stråldos och ansvara för att strålskyddsföreskrifter följs.

Slutsats och kliniska implikationer

Studier visar att MBIR ger en markant sänkning av stråldosen samtidigt som bildkvaliteten förbättras jämfört med hybrid IR och FBP. Rörströmsmodulering sänker stråldosen markant jämfört med när den inte används. Denna teknik kräver insikt och kunskap av användaren för att inte istället leda till ökad stråldos till patienten eller försämrad bildkvalitet. Att ha kunskap om DT-tekniken och hur olika dosoptimeringstekniker fungerar spelar en stor roll för patientsäkerheten. Därför är det viktigt att röntgensjuksköterskan ständigt uppdaterar sin kunskap kliniskt och i vetenskaplig litteratur. Förhoppningen är att denna litteraturstudie kan bidra med kunskap om dosoptimering på röntgenavdelningar eller till att inspirera fler att söka mer kunskap i vetenskaplig litteratur. Det är även bra för utvecklingen på kliniken om röntgensjuksköterskor, läkare och fysiker har ett ständigt samarbete för att utveckla nya metoder, protokoll samt att ge återkoppling till varandra. I ett större perspektiv bidrar detta till att stråldosen till patienter kan sänkas och den kollektiva stråldosen minskar.

Referenser

Aissa, J., Rubbert, C., Boos, J., Schleich, C., Thomas, C., Kröpil, P., Antoch, G., Miese, F. (2015). Low tube voltage 100 kVp MDCT in screening of cocaine body packing: image quality and radiation dose compared to 120 kVp MDCT. *Abdominal Imaging*, 40(7), 2152-2158. <https://doi.org/10.1007/s00261-015-0464-2>

Bae, K.T. (2010). Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches. *Radiology*, 256(1), 32-61. <https://doi.org/10.1148/radiol.10090908>

Bharti, K., Althen, J., Smedby, Ö., Persson, A., Sökjer, H., Sandborg, M. (2018). Assessment of image quality in abdominal CT: potential dose reduction with model based iterative reconstruction. *European Radiology*, 28(6), 2464-2473. <https://doi.org/10.1007/s00330-017-5113-4>

Cederblad, Å. (2010). Teknik, fysik & strålsäkerhet i Röntgendiagnostik [Broschyr]. Göteborg: Sahlgrenska Universitetssjukhus. Hämtad 2020-05-15 från [Teknik, Fysik och Strålsäkerhet i Röntgendiagnostik - GULgul.gu.se > public > public_file_archive > archive](http://Teknik,Fysik_och_Strålsäkerhet_i_Röntgendiagnostik-GULgul.gu.se/public/public_file_archive/archive)

Engineering Village. Hämtad 21-01-02 från <https://www-engineeringvillage-com.ludwig.lub.lu.se/search/quick.url?usageZone=evlogo&usageOrigin=header>

Foley, S. (2016)./Radiography and diagnostic imaging/School of Medicine/University College Dublin. (2016) Iterative reconstructions: The impact on dose and image quality. <https://tools.kib.ki.se/referensguide/apa/#webb-webbsida>

Friberg, F. (2012). Dags för uppsats: Vägledning för litteraturbaserade examensarbeten (2. uppl.). Lund: Studentlitteratur.

Goldman, L. W. (2007). Principles of CT and CT Technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(3), 115–28.

Harri, P. A., Moreno, C. C., Nelson, R. C., Fani, N., Small, W. C., Duong, P. A. T., Tang, X., Applegate, K. E. (2014). Variability of MDCT dose due to technologist performance: impact of posteroanterior versus anteroposterior localizer image and table height with use of automated tube current modulation. *American Journal of Roentgenology*, 203(2), 377-386.

<https://doi.org/10.2214/ajr.13.11608>

IRCP. (2000). International Commission on Radiological Protection. IRCP publication 87- Managing patient dose in computed tomography. *SAGE journals*, 30(4), 7-45.

[https://doi.org/10.1016/s0146-6453\(01\)00049-5](https://doi.org/10.1016/s0146-6453(01)00049-5)

Isaksson, M. (2019). *Grundläggande Strålningsfysik*. (3 uppl.). Lund: Studentlitteratur.

Kalender, W. A. (2011). *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications* (3 uppl.). Erlangen: Publics Publishing.

Kalra, M. K., Tack, D., Gevenois, P. A. (2012). *Radiation dose from multidetector CT* (2 uppl.). Springer.

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

Kubo, T. (2019). Vendor free basics of radiation dose reduction techniques for CT. *European Journal of Radiology* 110, 14–21.

Lee, A. Y., Elojeimy, S., Kanal, K. M., Linnau, K. F., Gunn, M. L. (2016). The effect of trauma backboards on computed tomography radiation dose. *Clinical Radiology*, 71(5), 499. e1-8. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2016.01.006>

Moloney, F., Twomey, M., Fama, D., Balta, J. Y., James, K., Kavanagh, R. G., Moore, N., Murphy, M. J., O'Mahony, S. M., Maher, M. M., Cryan, J. F., O'Connor, O. J. (2018). Determination of suitable low-dose abdominopelvic CT protocol using modelbased iterative reconstruction through cadaveric study. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 62(5), 625-633. <https://doi.org/10.1111/1754-9485.12733>

Molen, A. J., Michke, R. L., Geleijns, J., Joemai, R. M. S. (2015). A survey of radiation doses in CT urography before and after implementation of iterative reconstruction. *American journal of Roentgenology*, 205(3), 572-577. <https://doi.org/10.2214/ajr.14.13862>

Mulvey, T. R., Tang, X., Krupinski, E. A., Mittal, P. K., Moreno, C. C. (2020). Impact of overlying personal items on CT dose with use of automated tube current modulation- pilot investigation. *Current Problems in Diagnostic Radiology*, 49(1), 29-33. <https://doi.org/10.1067/j.cpradiol.2018.10.008>

Raman, S. P., Johnson, P. T., Deshmukh, S., Mahesh, M., Grant, K. L., Fishman, E. K. (2013). CT dose reduction applications: available tools on the latest generation of CT scanners. *Journal of the American College of Radiology*, 10(1), 37-41. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2012.06.025>

Scholtz, J. E., Wichmann, J. L., Hüsters, K., Albrecht, M. H., Beeres, M., Bauer, R. W., Vogl, T. J., Bodelle, B. (2016). Third generation dual source CT of the neck using automated tube voltage adaptation in combination with advanced modeled iterative reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose. *European Radiology*, 26(8), 2623-2631. <https://doi.org/10.1007/s00330-015-4099-z>

Seeram, E. (2016). *Computed tomography : physical principles, clinical applications, and quality control*. (4 uppl.). St. Louis, Miss. Elsevier, cop.

Singh, S., Kalra, M. K., Do, S., Thibault, J. B., Pien, H., O'Connor, O. J., Blake, M. A. (2012). Comparison of hybrid and pure iterative reconstruction techniques with conventional filtered back projection: dose reduction potential in the abdomen. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 36(3), 347-353. <https://doi.org/10.1097/rct.0b013e31824e639e>

Stiller, W. (2018). Basics of iterative reconstruction methods in computed tomography: A T vendor-independent overview. *European Journal of Radiology*, 109, 147–154.

SSM. (2017). Strålsäkerhetsmyndigheten. Berättigande och optimering. Hämtad 2021-01-02 från <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/omraden/stralning-i-varlden/berattigande-och-optimering/>

SSM. (2017). Strålsäkerhetsmyndigheten. Datortomografi. Hämtad 2020-12-28 från <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/omraden/stralning-i-varden/berattigande-och-optimering/datortomografi/>

SSM. (2017). Strålsäkerhetsmyndigheten. Patientdoser vid röntgen. Hämtad 2021-01-02 från <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/omraden/stralning-i-varden/om-stralning-i-varden/patientdoser-vid-rontgen/>

SSM. (2020). Strålsäkerhetsmyndigheten. Radiologiska undersökningar i Sverige under 2018. Hämtad 2020-12-28 från <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/publikationer/rapporter/stralskydd/2020/202014/>

SSM. 2019: 05. Strålsäkerhetsmyndigheten. Sammanställning av genomförda inspektioner gällande optimering inom datortomografiverksamhet under 2018. Hämtad 21-01-02 från <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/publikationer/rapporter/stralskydd/2019/201905-sammanstallning-av-genomforda-inspektioner-gallande-optimering-inom-datortomografiverksamhet-under-2018/>

Svensk förening för röntgensjuksköterskor. (2011). Kompetensbeskrivning för legitimerad röntgensjuksköterska. Stockholm: Svensk förening för röntgensjuksköterskor.

Vetenskapsrådet. (2020) Etik i forskningen. Hämtad 2020-02-20 från <https://www.vr.se/uppdrag/etik/etik-i-forskningen.html>

Söderberg, M. (2015). Overview, practical tips and potential pitfalls of using automatic exposure control in CT: Siemens Care Dose 4D. Oxford university press, 169(1-4), 84-91. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncv459>

Verdun, F. R., Racine, D., Ott, J. G., Tapiovaara, M. J., Toroi, P., Bochud, F. O., Veldkamp, W. J. H., Schegerer, A., Bouwman, R. W., Giron, I. H., Marshall, N. W., Edyvean, S. (2015). Image quality in CT: From physical measurements to model observers. Physica Medica, 31(8), 823-843. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.08.007>

Willemink, M.J. (2013). Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 1: technical principles. *European radiology*, 23(6), 1623-1631. <https://doi.org/10.1007/s00330-012-2765-y>

Willemink, M. J. (2019). The evolution of image reconstruction for CT- from filtered back projection to artificial intelligence. *European radiology*, 29(5), 2185-2195. <https://doi.org/10.1007/s00330-018-5810-7>

Zinsler, D., Marcus, R., Othman, A. E., Bamberg, F., Nikolaou, K., Flohr, T., Notohamiprodjo, M. (2018). Dose reduction and dose management in computed tomography- State of the art. *Thieme*, 190(6), 531-541. <https://doi.org/10.1055/s-0044-101261>

Bilaga 1 (3)

Tabell 4. Resultat från sökning i Pubmed

Block	Sökord	Antal träffar	Lästa abstract	Lästa i fulltext	Kvalitets granskade	Inkluderade i resultat
#1	"Tomography, X-Ray Computed"[MeSH]	439 768				
#2	"iterative reconstruction"AND "filtered back projection"	1043				
#3	"image quality"	27 425				
#4	"dose reduction"	11 391				
#5	"Radiation Dosage"[MeSH]	84 047				
#6	ADMIRE OR FIRST	2 817 071				
#7	"automatic exposure control" OR "tube current modulation"	897				
#8	#1 AND #2 AND #3 AND #4 NOT pediatric*	216	35	12	5	3
#9	#1 AND #2 AND #6 AND #3 AND #4 NOT pediatric*	125	17	3*	1	1
#10	#1 AND #7 AND #5 NOT pediatric* NOT coronary	269	40	7	6	4

*Två artiklar i sökblock #9 var samma som i sökblock #8 varför bara en valdes ut.

Tabell 5. Resultat från sökning i Inspec.

Block	Sökord	Antal träffar	Lästa abstract	Lästa i fulltext	Granskade	Inkluderade i resultat
#1	"computed tomography"	40 629				
#2	"iterative reconstruction" AND "filtered back projection"	273				
#3	"dose reduction"	2047				
#4	ADMIRE OR FIRST	2 410 112				
#5	"automatic exposure control" OR "tube current modulation"	496				
#6	#1 AND #2 AND #3	27	8	3	0	0
#7	#1 AND #2 AND #4 AND #3	107	12	1	0	0
#8	#1 AND #5	132	17	0	0	0

Granskning av studiernas kvalitet enligt Friberg (2012)

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 (tex. antal personer, ålder, inklusions- respektive exklusionskriterier)?

Hur har data analyserats? Vilka statistiska metoder användes? Var dessa adekvata?

Hänger metod och teoretiska utgångspunkter ihop? I så fall hur?

Vad visar resultatet?

Vilka argument förs fram?

Finns det några etiska resonemang?

Finns det metoddiskussion? Hur diskuteras metoden i så fall, tex. vad gäller generaliserbarhet?

Sker en återkoppling till teoretiska antaganden?

Bilaga 2 (3)

Tabell 6. Sammanställning av artiklarnas syfte, urval/ metod, parametrar, rekonstruktioner, stråldoser och resultat

Artikel	Syfte	Urval/Metod	Parametrar	Rekon	Stråldoser	Resultat
Bharti et al. (1) Iterativa rekon	Att undersöka potentiell dosreduktion på CT Buk genom att visuellt jämföra bilder rekonstruerade med FBP och MBIR (styrka 3 och 5)	50 patienter undersöks prospektivt med en 192 slice Siemens Somatom Force CT med dubbel energi. (utan extra dos till patient)	Rör A+B : 120 kV- 140 ref mAs Rör A : 120 kV- 98 ref mAs Rör B : 120 kV- 42 ref mAs	-FBP -ADMIRE (MBIR) I styrka 3 och 5 rekonstrueras i dosnivåer 30, 70 och 100 %	CTDI(vol)- 3,9 - 9,1 mGy SSDE- 6,3 - 12,8 mGy DLP- 161- 468 mGy.cm	Potentiell dosreduktion med 22-47 % för ADMIRE styrka 3 och 34-74 % för ADMIRE styrka 5 (undantag lever) jämfört med FBP
Moloney et al. (2) Iterativa recon	Att identifiera ett lågdos CT Buk protokoll för kliniskt bruk genom användande av MBIR.	5 mänskliga donerade kroppar scannas med en 64 slice GE Discovery 750 HD med 4 olika protokoll (P 1-4).	P1: 80 kV- 225 mA (180 mAs) P2: 120 kV- 100 mA (80mAs) P3: 100 kV- 225 mA (180 mAs) P4: 120 kV- 200 mA (160 mAs)	-FBP -ASIR 40 (hybrid IR med 60 % FBP och 40 % ASIR) -MBIR Alla 3 rekon på de 4 protokollen som resulterade i totalt 12st.	CTDI (mGy): P1:4,8, P2: 6,3 P3: 8,9, P4: 12,6 DLP (mGy.cm): P1: 238, P2: 316 P3: 447, P4: 631 SSDE (mGy): P1: 5,4, P2: 7,1 P3: 10, P4: 14,2	MBIR har signifikant mindre brus och bättre bildkvalitet än FBP och ASIR i alla protokoll. Studien visade att vid en 62 % dosreduktion hade MBIR bättre bildkvalitet och mindre brus än FBP och ASIR.
Singh et al. (3) Iterativa rekon	Att utvärdera effekten av FBP, ASIR (hybrid) och MBIR på CT buk med 75 % dosreduktion.	10 patienter scannas med en 64 slice GE Discovery 750 HD. En klinisk CT Buk med	Scan 1: 120 kV- Fixerad 400 mA (200 mAs)	FBP- på båda rekon ASIR- på 50 mAs MBIR- på 50 mAs Totalt 4 rekon	50 mAs scannet har 75% lägre dos än standard CT Buk protokoll. Mer	MBIR har en acceptabel bildkvalitet och diagnostisk tillförlitlighet vid

		kontrast och därefter två 10 cm scan med olika doser som används i studien.	Scan 2: 120 kV- Fixerad 100 mA (50 mAs)	(ASIR har 50% blandning av FBP och ASIR)	detaljerade dosdata saknas.	50 mAs (75 % dosreduktion) på CT buk medan FBP och ASIR är suboptimala.
Scholtz et al. (4)	Att utvärdera bildkvalitet och stråldos med tredje generationen dual-source CT på halsen genom användandet av automatisk rörspänningsreglering och rörströmsmodulering Med MBIR (ADMIRE)	116 patienter retrospektivt. Grupp A: 59 patienter scannades med en 128 slice DSCT (dual source) Siemens Somatom Definition Flash. Grupp B: 57 patienter scannades med en 192 slice DSCT (dual source)Siemes somatom Force.	Grupp A: 120 kV- 180 ref mAs 100 kV- 235 ref mAs Grupp B: 70 kV- 457 ref mAs 80 kV- 282 ref mAs- 90 kV- 197 ref mAs	Grupp A: FBP Grupp B: ADMIRE styrka 3 (MBIR)	Grupp A: CTDI vol- 9,57 mGy SSDE- 20,38 mGy Grupp B: 70 kV: CTDI vol- 3,54 mGy SSDE- 7,85 mGy 80 kV: CTDI vol- 5,27 mGy SSDE- 11,52 mGy 90 kV: CTDI vol- 6.5 mGy SSDE- 13,39 mGy Medel av alla: CTDI vol- 6,29 mGy SSDE- 13,4 mGy	Genom att använda ADMIRE och automatisk rörspänningsreglering ger en markant sänkning av brus och förbättring av bildkvaliten (CNR) Samtidigt reduceras dosen med 36 % i grupp B jämfört med grupp A pga att användandet av 3:e generationens DSCT (dual source)
Lee et al. (5)	Att utvärdera vilken effekt traumabårar har på stråldosen vid användande av rörströmsmodulering (ATCM)	Del 1. Scanning med och utan traumabår för att mäta attenueringen.128 slice Siemens Somatom Definition. Del 2. Ett bröst fantom scannas utan och sen med 2	Del 1: 120 kV- 350 mA (fast) Del 2: (Ett standard trauma protokoll används) GE- 120 kV- 16.1 noise index (mA modulering)		Del 1. Utan : 31 mGy 2 olika traumabårar: Iron Duck: 24 mGy Najo: 26 mGy Del 2. (CTDI vol- mGy) GE: utan- 9,94 Iron Duck- 12,10 Najo- 12,59 Siemens:	Genom att använda traumabårar ökar de stråldosen markant upp till 27 % på GE och 3-4 % på Siemens. Dosen till huden ökade upptill 15 % på GE och 25 % på Siemens.

		olika traumabårar. Scannas med GE LightSpeed 16 pro och Siemens (se del 1)	Siemens- Care kV (automatisk)- 190 ref mAs		Utan- 9,8 Iron Duck- 9,35 Najo- 9,44	
Mulvey et al. (6) Module- ring av rörström	Att utvärdera vilken påverkan personliga kvarliggande objekt har på stråldosen och bildkvaliteten vid användning av rörströmsmodulering (ATCM)	Del 1. För att få överblick hur frekvent objekt finns med på topogram valdes 100 patienter ut varav 55 hittades. Del 2. Ett bröst fantom scannas med olika objekt på 4 sätt med och utan olika objekt. En GE Lightspeed VCT på del 1 och 2	Del 1. 120 kV- 13,0 noise index (mA modulering) Del 2. 120 kV- 13,0 noise index		Del 1. Inga doser Del 2. Mobiltelefon på topogram och i scanning- CTDI 4,85 mGy DLP- 181,27 mGy Borttagen innan scanning- CTDI- 4,85 mGy- DLP- 180,90 mGy Inget object: CTDI- 4,83 mGy DLP- 180,74 mGy	Stråldosen ökade med 3,7 % när en mobiltelefon scannades men även när den togs bort innan scanning. Vid scanning med mobiltelefon ökade brusets med 144%.
Harri et al. (7) Module- ring av rörström	Att undersöka skillnader i stråldosen på samma patient beroende på skillnader på sättet som CT undersökningen utfördes av röntgensjuksköterskan	50 patienter retrospektivt på CT Buk med kontrast vid 2 olika tillfällen. Fokus var bordshöjd, om topogram var AP eller PA, armposition och överscanning. En 64 slice GE Lightspeed VTC	4 protokoll användes. Alla hade 120 kV Noise index- 11,5 mA (modulering) på en patient valdes noise index 21,2 På 8 valdes fast mA på 350		Multipla mätvariabler. Ger ex på en patient: Scan 1: AP scout- CTDI vol- 11,4 mGy DLP- 805,8 mGy Scan 2: PA scout CTDI vol-22,7 mGy DLP- 1330 mGy	Fel centrering av bordshöjd och en posterior-anterior lokaliser orsakade förstoring av patientstorlek vilket ökade rörström vid mA modulering och i sin tur stråldosen.

<p>Aissa et al. (8)</p> <p>Module-ring av rörström</p>	<p>Att undersöka bildkvalitet och diagnostisk tillförlitlighet genom att jämföra ett etablerat CT Buk lågdosprotokoll med ett låg kV protokoll med rörströmsmodulering för detektion av kokainförpackningar.</p>	<p>99 patienter retrospektivt Grupp A: 50 st undersöks med tidigare lågdos protokoll Grupp B: 49 st undersöks med nytt protokoll. En 128 slice Siemens Somatom Definition används vid båda grupper.</p>	<p>Grupp A: 120 kV- 40 mAs (fixerad Grupp B: 100 kV- 60 ref mAs (modulerad)</p>		<p>Grupp A: CTDI vol-2,7 mGy DLP- 125,7 mGy Eff dose- 1,89 mSv Grupp B: CTDI vol- 1,81 mGy DLP- 83,9 mGy Eff dose- 1,06 mSv</p>	<p>Alla undersökningar var användbara för diagnostik. Men genom att sänka kV och använda rörströmsmodulering ledde till signifikant dossänkning</p>
--	--	---	---	--	---	---