



# Høgskulen på Vestlandet

## Bacheloroppgave

BRA330-O-2022-VÅR-FLOWassign

### Predefinert informasjon

<b>Startdato:</b>	09-05-2022 09:00	<b>Termin:</b>	2022 VÅR
<b>Sluttdato:</b>	16-05-2022 14:00	<b>Vurderingsform:</b>	Norsk 6-trinns skala (A-F)
<b>Eksamensform:</b>	Bacheloroppgave		
<b>Flowkode:</b>	203 BRA330 1 O 2022 VÅR		
<b>Intern sensor:</b>	(Anonymisert)		

### Deltaker

<b>Kandidatnr.:</b>	326
---------------------	-----

### Informasjon fra deltaker

<b>Antall ord *:</b>	7819
----------------------	------

Egenerklæring \*:  Ja

Jeg bekrefter at jeg har  Ja registrert oppgavetittelen på norsk og engelsk i StudentWeb og vet at denne vil stå på vitnemålet mitt \*:

Jeg godkjenner autalen om publisering av bacheloroppgaven min \*

Ja

Er bacheloroppgaven skrevet som del av et større forskningsprosjekt ved HVL? \*

Nei

Er bacheloroppgaven skrevet ved bedrift/virksomhet i næringsliv eller offentlig sektor? \*

Nei



Høgskulen  
på Vestlandet

# BACHELOROPPGAVE

«Hvordan kan lav kilovolt-teknikk og rekonstruksjonsalgoritmer påvirke bildekvalitet og stråledose ved Computertomografi Venografi ved spørsmål om dyp venetrombose?»

*“How does low kV-technique and image reconstruction effect image quality and radiation dose in Computed Tomography Venography for examination of deep vein thrombosis?”*

Kandidatnummer 326 og 327

Bachelorstudium i Radiografi

Fakultet for helse- og sosialvitenskap/Institutt for helse og funksjon/Radiografi

16.05.2022

## **Forord**

*Vi vil gjerne takke vår veileder og bibliotekar ved biblioteket på Høgskolen på Vestlandet for god hjelp og veiledning i denne oppgaven. Vi vil også takke hverandre for å støtte hverandre, og hatt god stemning gjennom hele oppgaven.*

## **ORDFORKLARING**

ALARA – As low as reasonably achievable

DVT - Dyp Venetrombose

kV - Kilovolt

kVp - Kilovolt peak

CNR - Contrast-noise-ratio eller kontrast-støy-forhold

SNR - Signal-noise-ratio eller signal-støy-forhold

CTV - Computed Tomography Venography

ASIR-V - Adaptive Statistical Iterative Reconstruction-V

MBIR - Model-Based Iterative Reconstruction

HIR - Hybrid iterative reconstruction

IMR - Iterative Model Reconstruction

FBP - Filtret tilbakeprojeksjon

ROI - Region of interest

AEC - Automatic exposure control

CTDI - Computed tomography dose index

DLP - Dose-length-product, eller Dose-lengde-produkt

HU - Hounsfield Units

Z – Atomnummer

K – Cohens Kappa

Venøs tetthet – tetthet/kontrastforsterkelse

Bildekvalitet - forutsetninger for optimal bildekvalitet som kan måles i form av blant annet CNR, SNR og støy altså statiske mål. I tillegg til subjektive vurderinger av støy, kontrast, kantforsterking, eller forutsetninger for deteksjon av i vårt tilfelle DVT.

## **Abstrakt**

### **Innledning:**

Computed tomografi venografi (CTV) er en god undersøkelse for å påvise dyp venetrombose (DVT). I Norge blir det som regel foretatt ultralyd først, og konvensjonell røntgen eller CTV dersom de er usikre på resultatet (Norsk helseinformatikk, 2020). Formålet med utredning og behandling av DVT er å forebygge lungeemboli og posttrombotisk syndrom. Det er estimert 10 millioner årlige tilfeller av dyp venetrombose (Raskob, et al., 2014). Dermed kan man anta at antall CTV-undersøkelser og stråleeksponering til pasienter øker. Med hensyn av ALARA-prinsippet er det viktig at all ioniserende stråling er optimalisert uten at det går utover den diagnostiske verdien.

### **Hensikt:**

Hensikten med denne litteraturstudien er å finne ut av hvordan lav kV teknikk og rekonstruksjonsalgoritmer påvirker bildekvalitet og stråledose ved CTV av DVT.

### **Metode:**

Med litteraturstudie som metode har vi funnet studier fra databasen Medline, Web of science og Cochrane library. Til sammen fikk vi 32 treff og har inkludert 4 artikler for å svare på vår problemstilling. Vi har deretter kritisk vurdert studiene med sjekklister for kohortstudier, analysert resultatene og diskutert funnene våre.

### **Resultat:**

Studiene sine resultat viste økt gjennomsnittssattenuasjon i målte vener på  $136 \pm 24$  HU og  $138.5 \pm 25.8$  HU i vena femoralis målt med nivå 80-kV. Disse verdiene ble målt i artiklene av Sasaki et al., (2018) og Iyama et al., (2017.) Med nivå 70kVp ble det målt  $157.90 \pm 21.78$  HU og  $174.1 \pm 16.9$  HU i Inferior vena cava i artikkelen av Chen et al., (2018) og Park et al., (2019). CNR i de inkluderte studiene var  $7.68 \pm 3.43$  HU og  $5.71 \pm 1.46$  HU med nivå 80 kVp i artiklene Sasaki et al., (2018) og Iyama et al., (2017.). I inferior vena cava ble det blant annet målt CNR-er på  $10.9 \pm 5.6$  HU og  $12.1 \pm 4.1$  HU med 70 kVp i artiklene av Chen et al., (2018) og Park et al., (2019). Studiene som undersøkte en form for rekonstruksjonsalgoritme og lav kV teknikk

viste at det økte mengden støy. Studiene som undersøkte lav kV teknikk kombinert med ulike rekonstruksjonsalgoritmer viste at blant annet ASIR-V og IMR er algoritmene som fjerner mest støy. Studiene viser også til stråledose reduksjon. Alle statistiske mål varierte i signifikans.

### **Konklusjon:**

Resultatene fra studiene viste at lav kV teknikk med blant annet nivå 80 og 70 kVp øker venøs attenuasjon, CNR og mengden støy. Sammenligner man resultatene fra inkluderte studier med tidligere forskninger ser man også en stråledosereduksjon. Lav kV teknikk kombinert med rekonstruksjonsalgoritmen ASIR-V gir støyreduksjon.

### **Abstract**

#### **Introduction:**

Computed tomography venography (CTV) is a good examination to detect deep vein thrombosis (DVT). In Norway, ultrasound is usually performed first, and conventional X-rays or CTV if they are unsure of the results (Norsk helseinformatikk, 2020). The purpose of diagnosis and treatment of DVT is to prevent pulmonary embolism and post-thrombotic syndrome. It is estimated that 10 million annual cases of deep vein thrombosis will occur (Raskob, et al., 2014). Therefore, it can be assumed that the number of CTV examinations and radiation exposure to patients will increase. With regards to the ALARA principle, it is important that all ionizing radiation is optimized without exceeding the diagnostic value.

#### **Purpose:**

The purpose of this literature review is to find how low kV technique and reconstruction algorithms affect image quality and radiation dose.

#### **Method:**

Using literature review as a method, we have found studies from the database Medline, Web of science and Cochrane library. In total, we found 32 articles, out of those 32 we chose 4 articles to answer our problem statement. We have critically

assessed the studies with a checklist for cohort studies, analyzed results and discussed our findings.

### **Results:**

The results of the studies showed increased mean attenuation in measured veins  $136 \pm 24$  HU and  $138.5 \pm 25.8$  HU in the femoral vein measured with level 80-kV in the articles by Sasaki et al., (2018) and Iyama et al., (2017.). With level 70kVp,  $157.90 \pm 21.78$  HU and  $174.1 \pm 16.9$  HU were measured in the Inferior vena cava in the articles by Chen et al., (2018) and Park et al., (2019). The CNR in the included studies was  $7.68 \pm 3.43$  HU and  $5.71 \pm 1.46$  HU in the articles by Sasaki et al., (2018) and Iyama et al., (2017.). In the inferior vena cava. Results also show CNR  $10.9 \pm 5.6$  HU and  $12.1 \pm 4.1$  HU were measured in the articles by Chen et al., (2018) and Park et al., (2019). The studies that examined one form of reconstruction algorithm and low kV technique showed that it increased the amount of image noise. The studies that examined low kV technique combined with various reconstruction algorithms showed, ASIR-V and IMR are the algorithms that remove the most image noise. The studies also show radiation dose reduction. All statistical measures varied in significance.

### **Conclusion:**

The results from the studies showed that low kV technique with levels 80 and 70 kVp increases venous attenuation, CNR and the amount of noise. If you compare results from included studies with previous research, you also see a radiation dose reduction. Low kV technique combined with the ASIR-V reconstruction algorithm reduces image noise.

# Innholdsfortegnelse

<b>1. INNLEDNING</b> .....	<b>10</b>
<b>1.1. BAKGRUNN FOR VALG AV TEMA</b> .....	<b>10</b>
1.1.1. <i>ALARA-prinsippet</i> .....	10
1.1.2. <i>Stråleeksponering</i> .....	11
1.1.3. <i>Dyp venetrombose</i> .....	11
<b>1.2. PROBLEMSTILLING</b> .....	<b>11</b>
<b>1.3. RADIOGRAFFAGLIG RELEVANS</b> .....	<b>11</b>
<b>2. BAKGRUNNSTEORI</b> .....	<b>12</b>
<b>2.1. DYP VENETROMBOSE</b> .....	<b>12</b>
<b>2.2. CT-VENOGRAFI</b> .....	<b>13</b>
<b>2.3. BILDEKVALITET</b> .....	<b>13</b>
2.3.1. <i>Hounsfield units</i> .....	13
2.3.2. <i>Signal-til-støy-forhold</i> .....	13
2.3.3. <i>Kontrast-støy-forhold</i> .....	14
2.3.4. <i>Iterative rekonstruksjon</i> .....	14
2.3.5. <i>Filtrert tilbakeprojeksjon</i> .....	14
<b>2.4. KVALITATIV VURDERING</b> .....	<b>14</b>
<b>2.5. BILDEKVALITET, STRÅLEDOSE OG KV</b> .....	<b>15</b>
<b>2.6. VEKSELVIRKNING</b> .....	<b>15</b>
2.6.1 <i>Comptonspredning</i> .....	15
2.6.2. <i>Fotoelektrisk effekt</i> .....	16
<b>2.7. STRÅLEDOSE</b> .....	<b>17</b>
2.7.1. <i>Computed tomography dose index</i> .....	17
2.7.2. <i>CTDIvol</i> .....	17
2.7.3. <i>Dose-Lengde-Produkt</i> .....	17
<b>2.8. TIDLIGERE FORSKNING</b> .....	<b>17</b>
<b>2.9 CTV PROTOKOLL, HELSE BERGEN</b> .....	<b>18</b>
<b>3. METODE</b> .....	<b>18</b>
<b>3.1. VALG AV METODE</b> .....	<b>18</b>
<b>3.2. DATAINNSAMLING</b> .....	<b>19</b>
<b>3.3. SØKESTRATEGI</b> .....	<b>19</b>
3.3.1. <i>Dataanalyse</i> .....	20
3.3.2. <i>Inklusjons- og eksklusjonskriterier</i> .....	21
<b>3.4. ETISK VURDERING</b> .....	<b>22</b>
<b>3.5. KILDEKRITIKK</b> .....	<b>22</b>



<b>4. FUNN</b> .....	<b>23</b>
<b>4.1. INTRODUKSJON TIL ARTIKLENE</b> .....	24
<b>4.2. RESULTAT FOR MÅLT HU FOR KONTRASTFORSTERKELSE</b> .....	26
<b>4.3. RESULTAT FOR CNR</b> .....	28
<b>4.4. REKONSTRUKSJONSTID</b> .....	30
<b>4.5. STRÅLEDOSE</b> .....	30
<b>4.6. KVANTITATIV MÅLING AV STØY</b> .....	32
<b>4.7. KVALITATIV VURDERING</b> .....	33
<b>5. DISKUSJON</b> .....	<b>36</b>
<b>5.1. CNR, kVp OG REKONSTRUKSJONSALGORITMER</b> .....	36
<b>5.2. REKONSTRUKSJONSALGORITMER OG STØY</b> .....	38
<b>5.3. REKONSTRUKSJONSALGORITMER, LAV kV TEKNIKK OG STRÅLEDOSE REDUKSJON</b> .....	39
<b>5.4. KVALITATIV VURDERING</b> .....	40
<b>5.5. LAV kV TEKNIKK MOT 120 kVp</b> .....	41
<b>5.6. METODEKRITIKK</b> .....	42
<b>6. KONKLUSJON</b> .....	<b>43</b>
<b>7. FORSLAG TIL IMPLIKASJONER FOR PRAKSISUTØVING</b> .....	<b>43</b>
<b>8. REFERANSER</b> .....	<b>44</b>
<b>9. VEDLEGG</b> .....	<b>46</b>

## **Figuroversikt**

Figur 1 s. 22

## **Tabelloversikt**

Tabell 1 s. 18

Tabell 2 s. 20

Tabell 3 s. 23

Tabell 4 s. 25

Tabell 5 s. 26

Tabell 6 s. 27

Tabell 7 s. 27

Tabell 8 s. 28

Tabell 9 s. 28

Tabell 10 s. 29

Tabell 11 s. 29

Tabell 12 s. 30

Tabell 13 s. 31

Tabell 14 s. 31

Tabell 15 s. 31

Tabell 16 s. 31

Tabell 17 s. 32

Tabell 18 s. 32

Tabell 19 s. 33

Tabell 20 s. 34

Tabell 21 s. 34

Tabell 22 s.35

Tabell 23 s. 35

## 1. Innledning

Computed tomografi venografi (CTV) er en god undersøkelse for å se om en pasient har dyp venetrombose (DVT), spesielt i leggene siden man ser de mindre venene bedre. I Norge blir det som regel foretatt ultralyd først, og konvensjonell røntgen eller CTV dersom de er usikre på resultatet (Norsk helseinformatikk, 2020).

Formålet med utredning og behandling av DVT er å forebygge lungeemboli og posttrombotisk syndrom, som er alvorlige tilstander. Det er estimert 10 millioner årlige tilfeller av dyp venetrombose som kan bli en stor byrde for det globale helsevesenet (Raskob, et al., 2014). Med dette er det naturlig å anta at antall CTV-undersøkelser også vil øke. Dermed vil det føre til økt stråleeksponering til pasienter og man må ta større hensyn til ALARA-prinsippet. Slik vil denne litteraturstudien se på hvordan man kan optimalisere bruk av ioniserende stråling med bruk av lav kV-teknikk og rekonstruksjonsalgoritmer. Vi skal se på hvordan dette påvirker bildekvalitet og stråledose, samtidig som man ser på den diagnostiske verdien.

### 1.1. Bakgrunn for valg av tema

CTV er en god undersøkelse for å diagnostisere DVT, og er noe som henvises til dersom svar på ultralyd vises å være usikker. Målet med oppgaven er å finne ut om lav kV-teknikk kan brukes som en metode i utredningen, om rekonstruksjonsalgoritmer har innvirkning i bildeopptak, og om dette er tiltak som kan minske stråledosen (Lindås, et al., 2019).

#### 1.1.1. ALARA-prinsippet

Ifølge ALARA-prinsippet har radiografen et ansvar om å gi pasientene lavest mulig stråledose. Det er viktig å vurdere om undersøkelsen er relevant til problemstillingen. All strålebruk skal ta hensyn til risikoen for potensielle helseskader, og det må derfor sørges for at strålingen som gis skal være så lav som mulig. Ifølge dette prinsippet kreves det at enhver strålekilde, der mennesket kan bli utsatt for stråleeksponering, skal være optimalisert til å gi den laveste stråledosen som mulig, men likevel kunne oppnå kliniske gode bilder i praksis (Symonds, Mills, Duxbury & Angela, 2019, s. 64).

### 1.1.2. Stråleeksponering

Eksposering av stråling fra medisinske bildebehandlinger har økt betydelig de siste tiårene, og er fortsatt den største kilden til gjennomsnittlig årlig stråleeksponering som er under vår direkte kontroll. Det har vist seg at medisinsk stråleeksponering er assosiert med den påfølgende risikoen for kreft for både pediatriske og voksne pasienter, noe som gir et behov for bedre håndtering av dosereduksjon i medisinsk behandling. En rekke strategier inkludert modulering av rørspenning har blitt utforsket i CT-skanning (Statens strålevern. 2012).

### 1.1.3. Dyp venetrombose

Dyp venetrombose (DVT) i underekstremitetene er en medisinsk tilstand der venene blir tettet av en trombe og blodstrømmen hindres. DVT er viktig å få diagnostisert, slik man unngår alvorlige konsekvenser, som at blodproppen løsner og utvikler seg til lungeemboli.

## 1.2. Problemstilling

Problemstillingen som er utformet i denne oppgaven er "Hvordan kan lav kilovolt(kV)-teknikk og rekonstruksjonsalgoritmer påvirke bildekvalitet og stråledose ved Computertomografi Venografi (CTV) ved spørsmål om dyp venetrombose (DVT)?". Vi valgte å begrense oppgaven vår til underekstremiteter.

## 1.3. Radiograffaglig relevans

I denne oppgaven skal det ses på forskning som undersøker effektiviteten av en lav kilovolt (kV) - teknikk for diagnostikken av DVT i bekken og underekstremiteter. Det er radiografene som utfører undersøkelsen, og radiografen har da et ansvar for alt rundt undersøkelsen, dette innebærer stråledosen som gis til pasient, om bildekvaliteten er optimal, at bildekriteriene blir møtt og at pasienten har det bra.

Ifølge radiografens yrkesetiske retningslinjer, punkt 1.6, står det at man ikke skal utsette pasienten for unødig risiko når det kommer til diagnostikk, og da er det viktig å sette seg inn i hvordan man kan gi en lavest mulig stråledose. Vi vil derfor undersøke om en lavere kV kan være muligheten. Her kommer vi også inn på ALARA-prinsippet og radiografens ansvar om å gi lavest mulig stråledose. Det står

også i de yrkesetiske retningslinjene at man skal holde seg oppdatert innen fagutvikling og forskning. (Norsk radiografforbund, 2018).

#### **1.4. Hensikt med oppgaven**

Hensikten med denne oppgaven er å undersøke effektiviteten av en lav kV-teknikk for evaluering av DVT i bekkenet og underekstremiteter, og vi vil finne ut om dette er en teknikk som kan redusere stråledosen til pasienter (strålevern., 2012). Det har vært økt bruk av radiologiske undersøkelser de siste årene, og vi ønsker derfor å se om lav kV-teknikk kan være en måte å minske stråledosen til pasientene og befolkningen. I følge ALARA og de yrkesetiske retningslinjene skal man ikke utsette pasienten for unødig risiko, og ha lavest mulig stråledose. DVT er en tilstand som potensielt kan bli livstruende dersom blodproppen løsner, den kan da sette seg fast i lungene, altså lungeemboli. Selv om hensikten er å minske stråledosen er det avgjørende at bildekvaliteten på bildene fortsatt er optimale til å kunne se diagnose, og at man får en diagnostisk god undersøkelse.

## **2. Bakgrunnsteori**

I underekstremiteter, spesielt i beina, ligger det dype vener klemt mellom skjelettmuskulatur. Blodet i venene pumpes til hjerter når man bruker muskulaturen i beina som også kalles muskelvenepumpen. Folder og veneklaffer i vener sørger for at blodet strømmer ensrettet hjertet. Muskelvenepumpen må også hindres i å presse blod mot kapillærene igjen. For å hindre veneblod i å samle seg i underekstremitetene i en stående stilling er evnen til å pumpe blodet i riktig retning mot hjertet svært viktig. Om man blir sittende i en passiv stilling over lengre tid kan en økende mengde blod samle seg i venene i beina. Slik vil også fyllingstrykket i hjertet reduseres og øke risiko for at det oppstår dyp venetrombose (Wyller, 2014, s.165)

### **2.1. Dyp venetrombose**

DVT oppstår når blodpropp dannes i en dyp vene. Denne tilstanden kan forekomme i leggene, over kneet, bekkenet eller i armen. DVT kan bli svært alvorlig hvis tilstanden befinner seg over kneet, fordi sannsynlighet for at tromben løsner og fraktes videre til lungene er større. DVT vil ofte gi symptomer som hevelse eller smerter i legg og lår, huden kan bli rød og varm. Denne tilstanden kan også være asymptomatisk. DVT kan utvikles til lungeemboli dersom en trombose løsner og

setter seg fast i lungene. Symptomene for lungeemboli kan være tung pust, økt puls og brystmerter og i verste fall kan man hoste opp blod og bli dårlig i formen. Lungeemboli kan være vanskelig å oppdage når slike sterke symptomer ikke oppstår. Utredning består blant annet av røntgenundersøkelse som CTV (Helsenorge, 2020).

## **2.2. CT-venografi**

CT-venografi (CTV) kan utføres for å undersøke om det er venøs trombose i bekkenet og underekstremitetene. Dette oppnås ved en skanningsserie i en forsinket venøs fase, 180 sekunder etter IV kontrastinjeksjon. Skannlengde fra crista iliaca gjennom tibia og fibula (Romans, 2015, s. 271).

## **2.3. Bildekvalitet**

Bildekvalitet kan avgjøres av mange faktorer. Vi har valgt å ta for oss kvalitative og kvantitative begrep for å definere bildekvalitet, i tillegg til ulike rekonstruksjonsalgoritmer som brukes til å forbedre bildekvaliteten.

### **2.3.1. Hounsfield units**

Ved hjelp av hounsfield units (HU) kan grad av attenuasjon måles. Vann har en HU på 0, skjelett har HU på 1000 og -1000 HU til luft. Negative HU-verdier er knyttet til substans med mindre attenuasjon enn vann. Mens positive HU-verdier er tilknyttet til substans med større attenuasjon enn vann. En HU-skala på 1000 til -1000 forekommer som vanlig i anatomiske strukturer (Romans, 2015, s. 7).

### **2.3.2. Signal-til-støy-forhold**

Signal-til-støy-forhold (SNR) gir et mål signal for anatomi i forhold til støy. Lavere SNR resulterer vanligvis i bilder med stor mengde støy. SNR er dermed støyen i bildet, proporsjonal med mengden kontrast og kvadratroten av antall fotoner som sendes fra røntgenrøret. Støy er karakterisert som variansen i pixelverdi. Dette er målinger som ofte blir målt i form av HU og er dermed med på vurdering av bildekvalitet kvantitativt (Dougherty, 2009, s. 133).

### 2.3.3. Kontrast-støy-forhold

Med vår problemstilling vil man skille mellom kontrastfylte vener og annet nærliggende vev. CNR er et mål på forskjell i kontrast mellom anatomiske strukturer av interesse eller i forgrunner og bakgrunnen. skille mellom strukturer i forgrunnen fra bakgrunnen (Dougherty, 2009, s. 134).

### 2.3.4. Iterative rekonstruksjon

Iterativ rekonstruksjonsmetode bruker en gruppe algoritmer for å rekonstruere bilder fra projeksjonene til et objekt. Dette gjøres ved hjelp av et stort utvalg av algoritmer som starter med et antatt bilde, deretter beregnes projeksjoner fra bildet og sammenligner det med de originale projeksjonene. Slik oppdaterer bildet seg på grunnlag av forskjellen mellom de beregnede og de faktiske projeksjonene. Disse kalles adaptive statistiske iterative rekonstruksjonsalgoritmer. Ved å bruke disse algoritmene brukes statistiske støyprofiler på en iterativ måte for å trekke ut bildedetaljer og fjerner støy (Romans, 2015, s. 27).

### 2.3.5. Filtret tilbakeprojeksjon

Filtret tilbakeprojeksjon (FBP) begynner med å summere data samlet inn via projeksjoner fra et stort antall vinkler rundt pasienten. Dekonvolusjonskernel som er laget, fjerner uskarphet. Når alle de målte projeksjonene av pasienter dekonvolveres med en passende kernel, resulterer det i en tilbakeprojeksjon som framstiller anatomi i pasienten. Konvolusjonen som gjøres er en form for matematisk filtrering, dermed filtret tilbakeprojeksjon (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Boone, 2011, s. 352, 352 og 354).

## 2.4. Kvalitativ vurdering

Kvalitativ vurdering innebærer en subjektiv vurdering utført i vårt tilfelle av radiologer. For å gi disse vurderingene en verdi blir evalueringene ofte gjort basert på skalaer. I artiklene inkludert i dette studiet varierer skalaene fra 4- til 5-punktsskala. 1 vurderes som dårligst bildekvalitet mens det høyeste på skal ansees som best bildekvalitet. Vurderingene radiologene tar er som oftest ikke like derfor tar artiklene inkludert i studien i bruk cohens kappa for å gi et statistisk mål på enighet. En cohens kappa verdi på 1 vil si perfekt samsvar og 0 kan tyde på enighet tilfeldigvis, mens en verdi under

0 regnes som ingen enighet. Man skiller mellom cohens kappas som er beskrevet over og vektet kappas som tar det hensyn til avviket mellom observatørene når vurderingene ikke samsvarer med hverandre (Lydersen, 2018).

## **2.5. Bildekvalitet, stråledose og kV**

Hvor mye energi foton kan ha beskrives ved hjelp av Kilovolt (kV). Den maksimale fotonenergien ved eksponering kan beskrives med begrepet Kilovolt peak (kVp). Strålekvanitet beskriver antall fotoner (Graham, Cloke, & Vosper, 2011, s. 159).

Økt kV reduserer bildekvaliteten eller kontrasten fordi mer stråler trenger gjennom og når detektor. Ved å redusere kVp vil man redusere fotonenergien som vil føre til en større andel av fotonabsorpsjon. Kontrasten mellom de ulike typer vev vil avta med økende rørspenning, mens kontrast-støy-forholdet blir bedre (Cloke, Vosper, & Graham, 2011, s. 159-161). Derfor vil en reduksjon av kVp øke kontrasten i et opptak, men man vil få mer støy. Å kunne skille mellom forskjellige vev er kontrast nødvendig. Slik vil lav-kV-teknikk bidra til å opprettholde tilstrekkelig diagnostisk bildekvalitet. Man kan dermed få lavere stråledose ved bruk av lavere kV da man reduserer antall fotoner som forlater røntgenrøret. Strålekvaniteten er proporsjonal med den kvadrerte spenningen med andre ord er støy er proporsjonal med kvadratroten av antall fotoner. Derfor vil redusert kVp øke mengden støy (Dougherty, 2009, s. 39).

## **2.6. Vekselvirkning**

### **2.6.1 Comptonspredning**

Den dominerende vekselvirkningen mellom røntgenfotoner på 30 keV til 10 MeV er comptonspredning. Dette er en vekselvirkningsprosess som har størst sannsynlighet for å oppstå innen bildediagnostikk. Den innkommende fotonenergien må være større enn elektronets bindingsenergi for at sannsynligheten for comptonspredning kan skje. Når fotonenergien er høyere enn bindingsenergien til elektronet vil mest sannsynlig interaksjoner skje mellom fotoner og ytre elektronskall. Dermed øker den relative sannsynligheten for comptonspredning ved økende fotonenergi.

Comptonspredning per enhetsvolum er omtrent proporsjonal med tettheten til materie og avhenger derfor også av elektrontettheten. Sannsynligheten for



comptonspredning per masseenhet er derfor nesten uavhengig av Z.

Comptonspredning resulterer i ionisasjon, spredt stråling som slippes ut med redusert energi i forhold til det innkommende fotonet og delvis absorpsjon (Graham, Cloke, & Vosper, 2011, s. 171-173.).

Fra et innkommende foton tar et ionisert elektron energi i form av kinetisk energi. Med eksitasjon og ionisasjon vil det også gi fra seg energi i det omgivende materiale. Etter hvert som den innfallende fotonenergien øker, blir både spredte fotoner og elektroner spredt mer fremover. I slike tilfeller vil disse spredte fotonene ha størst sannsynlighet for å nå detektor i røntgendiagnostikk. Ved gitte spredningsvinkler og økende fotonenergi føre til at andelen av energi som overføres til det spredte fotonet reduseres. Ved innkommende fotoner med høyere energi, blir det meste av energien overført til det spredte elektronet. Dermed vil høyere kV-verdier føre til en større sannsynlighet for comptonspredning og kan resultere i deteksjonen av spredte fotoner og redusert bildekontrast (Graham, Cloke, & Vosper, 2011, s. 171-173.).

#### 2.6.2. Fotoelektrisk effekt

For at fotoelektrisk effekt skal skje må fotonenergien være større enn/eller lik bindingsenergien til elektronet som ioniseres. Sannsynligheten for fotoelektrisk absorpsjon per masseenhet er omtrent proporsjonal med  $Z^3/E^3$ , der Z er atomnummeret og E er energien til det innkommende fotonet (Graham, Cloke, & Vosper, 2011, s. 169-171). For fotoner med bestemt energi ved fotoelektrisk effekt i jod ( $Z=53$ ) være  $(53/20)^3$  enn i kalsium ( $Z=20$ ) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Boone, 2011, s. 42). Redusert kVp fører til redusert fotonenergi og større sannsynlighet for fotonabsorpsjon. Sannsynligheten for fotoelektrisk effekt er proporsjonal med  $1/E^3$ . Med dette kan man forklare hvorfor kontrasten reduseres ved bruk av økt kV. Andre fordeler med fotoelektrisk effekt er at undersøkelser ikke vil bli påvirket av spredt stråling, samtidig som man kan redusere stråledose på grunn av mindre fotoner som sendes fra røntgenrøret (Graham, Cloke, & Vosper, 2011, s. 169-171.).

## **2.7. Stråledose**

### 2.7.1. Computed tomography dose index

Computed tomography dose index (CTDI) kan bare beregnes hvis snittene er sammenhengende. Hvis det er overlapping eller mellomrom, multipliseres CTDI med forholdet mellom snittykkelse og snittøkning. CTDI er en verdi som viser til hvor stor andel fotonenergi som er absorbert (Romans, 2015, s. 168).

### 2.7.2. CTDIvol

Stråledoseparameteret CTDIvol er et mål på eksponering per snitt og er uavhengig av skannelengden. CTDIvol tar hensyn til variasjoner i eksponering i z-retningen, og kan beregnes ved  $CTDIvol = CTDIw/pitch$  (Romans, 2015, s. 168).

### 2.7.3. Dose-Lengde-Produkt

Dose-lengde-produkt er en parameter som tar hensyn til bestrålt dose i lengden på pasienten. Dette kan beregnes ved  $DLP = CTDIvol \times skanningslengde$ . DLP viser stråledosen for en spesifikk CT-undersøkelse. Dermed vil verdien påvirkes av variasjoner i pasientens anatomi. Derfor er CTDIvol et nyttig verktøy for å sammenligne stråledoser mellom forskjellige kV-protokoller (Romans, 2015, s. 168).

## **2.8. Tidligere forskning**

### 2.8.1 Cho, et al. (2013)

I artikkelen av Cho, et al. (2013) undersøkte de fire protokoller av pasienter som gjennomgikk CTV av underekstremiteter, delt opp i fire grupper. I studien ble bildene vurdert for venøs attenuasjon, CNR mellom vene og muskel (CNRVEIN), og CNR mellom DVT og vene (CNRDVT). Det ble og gjort en subjektiv vurdering av venøs optakelse av kontrast og bildekvalitet. Verdien for attenuasjon av DVT var ikke signifikant blant de fire gruppene. Gruppe C hadde høyere CNRDVT enn de andre gruppene. De konkluderte med at 100 kVp i CTV betydelig bidrar til forbedret venøs forsterkning med kontrast. (Cho, et al., 2013).

Tabell 1. Resultat Cho, et al. (2013).

Gruppenr:	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C	Gruppe D
kVp og mengde kontrast	120 kVp og 370 mgl/ml jodkontrast	120 kVp og 300 mgl/ml jodkontrast	100 kVp og 370 mgl/ml jodkontrast	100 kVp og 300 mgl/ml jodkontrast
Resultat av CNRvein	118 HU	105,5 HU	144,3 HU	122,4 HU
Resultat CTDIvol	5.46 ± 0.61 mGy	5.50 ± 0.60 mGy	5.45 ± 0.67 mGy	5.79 ± 0.55 mGy

## 2.9 CTV protokoll, Helse Bergen

I protokollen til Helse Bergen er indikasjonen mistanke om venetrombose i de tilfellene konvensjonell venografi ikke er mulig, og de 120 kV som standard.

Sjekk vedlegg 1.

## 3. Metode

Metoden vi har valgt i denne oppgaven er litteraturstudie. For å få svar på problemstillingen vi har formulert har vi gjennomført søk etter data i databaser, og analysert dataene som vi fant. Vi har beskrevet metoden, valg av metode, søkestrategi, analyse, datainnsamling og kritisk og etisk vurdering.

### 3.1. Valg av metode

Vi har valgt å bruke litteraturstudie som metode. Vi mener dette aktuelle temaet vil gi oss relevant litteratur som kan belyse det vi lurer på. Vi har definert spørsmålet, "hvordan kan lav kilovolt-teknikk påvirke bildekvaliteten ved Computertomografi venografi ved spørsmål om dyp venetrombose?", og vi har beskrevet og utført omfattende søk for å finne relevant litteratur, herunder definert inklusjons- og eksklusjonskriterier, og vurdert og valgt ut litteratur på bakgrunn av disse kriteriene. Vi har etter gjennomlesning hentet ut data og resultater fra inkludert litteratur på en systematisk måte. Oppgaven er utformet etter IMRoD-modellen som gir en formålstjenlig inndeling når vi gjennomfører litteraturstudie. Vi kan finne ny innsikt ved å gjennomgå flere studier sammen (Aveyard, 2014, s. 5, 6 og 7).

Litteraturstudie er også valgt for å kartlegge hvilken forskning som allerede er gjort for å undersøke om dette er noe som vi trenger mer av. Dette er en metode som er mindre tidkrevende, og en metode vi mente var best tilgjengelig for å svare på vårt forskningsspørsmål.

Det som kan være en fordel med litteraturstudie, er at man kan for eksempel få oversikt over den nyeste forskningen på et internasjonalt plan, man kan gjennomføre det over en kortere tidsperiode og man får sett og analysert data som omhandler forskningsspørsmålet. Selv om man kan samle inn forskning på internasjonalt plan, møter vi hindring når det kommer til språk, og kan kun inkludere norsk- og engelsk-språklige artikler.

### **3.2. Datainnsamling**

Det er funnet nyere og relevante artikler ved hjelp av søkeord, i databasene Web of science, Medline og Cochrane library. Disse databasene ble valgt på bakgrunn av at vi mener de er pålitelige på grunn av deres krav til kvalitet, som fagfelleevaluering, for å kunne publiseres i databasene, og de er gode databaser innen helse. Medline, Cochrane library og Web of Science er databaser med god oversikt over studier og artikler innen medisin. Vi fant i disse databasene relevante artikler innenfor vår problemstilling. Artikkene må være fagfellevurdert for å være i databasene, dette vil si at de er lest og vurdert av forskere innen samme fagfelt.

### **3.3. Søkestrategi**

Problemstillingen var mulig å undersøke gjennom søk med en kombinasjon av relevante begrep. Vi valgte begrepene "CT venography" og "low tube voltage". Vi valgte å avgrense søkene våre til forskning publisert innen 5 år. Dette er for å holde forskningen relevant til dagens praksis. For å finne relevante søkeord valgte vi å bruke PICO. PICO er et hjelpemiddel som bidrar til å strukturere og klargjøre spørsmål for litteratursøk og kritisk vurdering (Helsebiblioteket, 2016).

Tabell 2. PICO.

P - Problem/population	Pasienter som skal ha CTV-undersøkelse av underekstremiteter med intravenøs kontrast ved spørsmål om DVT	MESH ord: CT venography, lower limbs, deep vein thrombosis
I - Intervention	Mulig regulering av: -parameter, som lav kv teknikk -bildebehandling	MESH ord: low tube voltage
C - Comparison	høy-kV, ulike nivåer for stråledose og bildekvalitet ved høy-kV-teknikk	
O - Outcome	Reduksjon av stråledose sammen med god diagnostisk bildekvalitet.	

### 3.3.1. Dataanalyse

For å analysere dataene vi har funnet, er det nødvendig å kritisk vurdere artiklene for å sikre at funnene er gode og troverdige. For å gjøre dette valgte vi å ta i bruk sjekklister som er utarbeidet av helsebiblioteket. Vi gjorde kritiske vurderinger av forskning som var relevant for vårt forskningsspørsmål, og lette etter forskning med tydelig formulert problemstilling, metode, resultat og konklusjon. Når forskningen har godt formulert metode gjør det at den blir etterprøvable og transparent, og vi mente derfor at dette var gode artikler å inkludere.

Resultatene i artikkelen av Sasaki et al., (2018) oppgir ikke stråledose i DLP. I tillegg mangler det dokumentasjon for skannlengde og vi kan dermed ikke regne ut DLP-en ut ifra CTDIvol som er dokumentert. Etersom DLP kan regnes ut med formelen:

$$DLP = CTDIvol \times \text{skanningslengde}$$

(Romans, 2015, s. 168). Volumopptak med ulik lengde kan også gi utslag på DLP dermed resultere i forskjellig DLP, ikke nødvendigvis dosereduksjon.

Artikkelen av Park et al., (2019) er den eneste artikkelen som oppgir målinger for SNR. Alle artiklene oppgir målinger for CNR. Chen et al (2018) og Iyama et al., (2017) er to av fire inkluderte artikler i studien som oppgir egne HU-verdier for støy. Med ulike HU verdier for ulike mål av støy kan det gjøre det vanskelig å sammenligne. Dermed måtte vi se på de individuelle betydningene for begrepene for å trekke ut en helhetlig forståelse for hva resultatene for støy viste.

### 3.3.2. Inklusjons- og eksklusjonskriterier

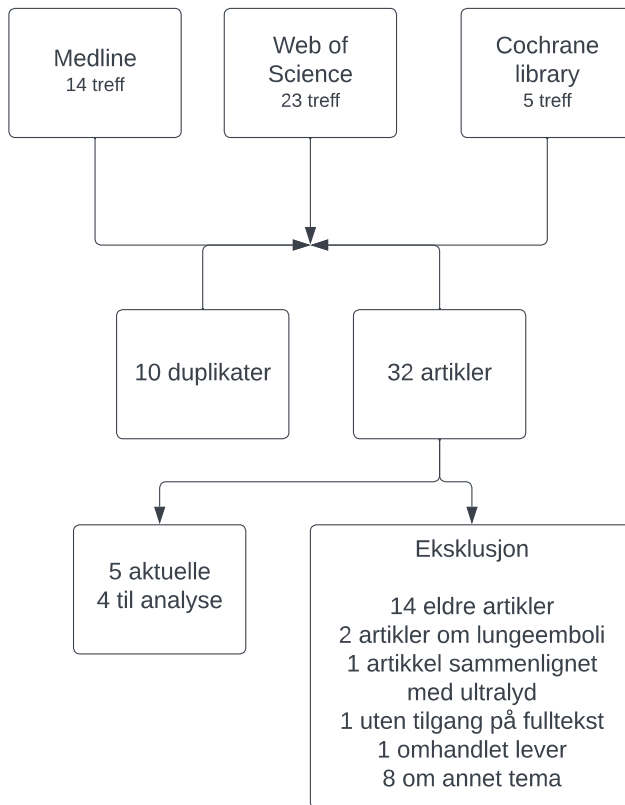
#### Inklusjonskriterier

- Artikler som sammenligner lav kV-teknikk, bildebehandling og bildekvalitet
- Artikler som sammenligner lav kV-teknikk og bildekvalitet
- Artikler som handler om vårt tema innen CTV ved spørsmål om DVT
- Primærstudier

#### Eksklusjonskriterier

- Artikler eldre enn 2017
- Artikler der undersøkelsen ikke er gjort i vener i underekstremiteter
- Artikler uten tilgang til hele teksten

Figur 1. Flytskjema over søk



Siden vi begrenset oss til at artiklene ikke skulle være eldre enn fra 2017, og kun ville ha artikler som omhandlet underekstremiteter ble det kun 4 artikler som ble relevante for oss. Etter gjennomgang av de fire artiklene, mente vi at i kombinasjon med tidligere forskning ville dette kunne gi oss en fin oversikt selv om bare fire artikler kan virke lite. Se figur 1 for ekskluderingsprosess.

### 3.4. Etisk vurdering

Ved gjennomføring av en litteraturstudie følger der noen etiske retningslinjer. Vi har tatt tiltak til å unngå plagiering, dette innebærer å ha gode ressurslister og henvisninger i teksten.

### 3.5. Kildekritikk

For å finne artikler vi mente oppfylte våre krav og inklusjonskriterier valgte vi å analysere artiklene i en sjekkliste av Helsebiblioteket. Dette er en analyse som Helsebiblioteket anbefaler som hjelpemiddel, og skal gjøre det lettere å vurdere

forskningslitteratur på en kritisk måte. Disse sjekklisterne blir brukt som et verktøy slik vi kan vurdere om artikkelen har en klart formulert problemstilling, og om designet er godt egnet for å kunne svare på problemstillingen (Helsebiblioteket, 2016). Vi tok i bruk sjekklister for kohortstudie ettersom Iyama et al., (2017) og Chen et al., (2018) beskriver seg selv som prospektive studier, også kalt for kohortstudie. Studien av Iyama et al., (2017) forteller at de inkluderte pasienter med mistanke om DVT og hensikten med studien var å evaluere hvordan lav kV teknikk med nivå 80 kVp kombinert med IMR presterer. Chen et al., (2018) beskriver metoden sin der de valgte 90 pasienter med mistanke om DVT der målet var å følge opp CT volumopptak tatt med lav kV teknikk kombinert med ASIR-V. Disse studiene har dermed samlet inn informasjon om eksponerte deltakere ved studiestart og volumopptaket følges opp over tid for å identifisere forskjeller og potensielle forbedringer. Park et al., (2019), Sasaki et al., (2018) beskriver en retrospektiv studie. Deltakere eller kohorten velges ut ifra informasjon som allerede finnes. Studiene har valgt data fra pasienter som allerede har gjennomgått CTV med lav kV teknikk kombinert med ASIR-V (Simpson, 2021). Se vedlegg 2, 3, 4 og 5.

#### 4. Funn

Vi fant 4 artikler via søk i databaser, og har satt inn de i en oversikt.

Tabell 3. Oversikt søk og søkemetode.

Artikkel	Tittel	Hovedfunn	Metode	Deltakere/ pasienter
Chen (2018)	Low-tube-voltage combined with adaptive statistical iterative reconstruction-V technique in CT-venography of lower limb deep vein thrombosis.	Protokollen med 70 kV, var bedre til diagnostikk av underekstremitet enn protokollen med 100 kV.	Kohortstudie. Prospektiv studie. Det ble brukt 100 kV og automatisk mAs mellom 0 og 400 i gruppe A og B, og 70 kV og automatisk mAs mellom 0 og 500 i gruppe C. Alle hadde samme parametere (forhåndsinnstilt ASIR-V) utenom dette.	90 pasienter  Delt i tre. 30 pasienter per gruppe.  Gruppe A, B og C.



Iyama (2017)	Usefulness of a Low Tube Voltage: Knowledge - Based iterative Model Reconstruction Algorithm for Computed Tomography Venography	Bruk av 80 kV og IMR er en bedre rekonstruksjons-algoritme enn HIR og FBP når det kommer til både kvalitativ og kvantitativ bildekvalitet.	Kohortstudie. Prospektiv studie. Brukte 80 kVp med ulike rekonstruksjonsalgoritmer. Inkluderte IMR, FBP, HIR ved undersøkelse om DVT. Ble gjort både objektive og subjektive målinger av bildene.	30 pasienter
Park (2019)	Image Quality and Radiation Dose in CT Venography Using Model-Based Iterative Reconstruction at 80 kVp versus Adaptive Statistical Iterative Reconstruction at 70 kVp	CTV undersøkelse med ASIR-V og 70 kVp var bedre enn CTV undersøkelse med MBIR og 80 kVp når det kommer til bildekvalitet.	Kohortstudie. Retrospektiv studie. To grupper, der gruppe A ble undersøkt med 80 kVp og MBIR rekonstruksjon, og gruppe B ble undersøkt med 70 kVp og ASIR-V rekonstruksjon.	83 pasienter  41 i gruppe A  42 i gruppe B
Sasaki (2018)	Improved detectability of thromboses of the lower limb using low kilovoltage computed tomography	Ved lavere kV ble stråledosen lavere, og forholdet mellom vene og trombose i underekstremiteter ble forbedret.	Retrospektiv studie. Pasientene tok først CTV på 100 kVp, etterfulgt av en undersøkelse på 80 kVp. Lik rekonstruksjon. Objektiv og subjektiv vurdering av undersøkelsene.	19 pasienter

#### 4.1. Introduksjon til artiklene

Tabell 4. Oversikt artikkel-innhold.

Artikkel	Tittel	Hovedfunn	Metode	Deltakere/ pasienter
Chen et al., (2018)	Low-tube-voltage combined with adaptive statistical iterative reconstruction-V technique in CT-venography of lower limb deep vein thrombosis.	Protokollen med 70 kV, var bedre til diagnostikk av underekstremitet enn protokollen med 100 kV.	Kohortstudie. Prospektiv studie. Det ble brukt 100 kV og automatisk mAs mellom 0 og 400 i gruppe A og B, og 70 kV og automatisk mAs mellom 0 og 500 i gruppe C. Alle hadde samme parametere (forhåndsinnstilt ASIR-V) utenom dette.	90 pasienter  Delt i tre. 30 pasienter per gruppe Gruppe A, B og C.
Iyama et al., (2017)	Usefulness of a Low Tube Voltage: Knowledge - Based iterative Model Reconstruction Algorithm for Computed Tomography Venography	Bruk av 80 kV og IMR er en bedre rekonstruksjons-algoritme enn HIR og FBP når det kommer til både kvalitativ og kvantitativ bildekvalitet.	Kohortstudie. Prospektiv studie. Brukte 80 kVp med ulike rekonstruksjonsalgoritmer. Inkluderte IMR, FBP, HIR ved undersøkelse om DVT. Ble gjort både objektive og subjektive målinger av bildene.	30 pasienter
Park et al., (2019)	Image Quality and Radiation Dose in CT Venography Using Model-Based Iterative Reconstruction at 80 kVp versus Adaptive Statistical Iterative Reconstruction at 70 kVp	CTV undersøkelse med ASIR-V og 70 kVp var bedre enn CTV undersøkelse med MBIR og 80 kVp når det kommer til bildekvalitet.	Kohortstudie. Retrospektiv studie. To grupper, der gruppe A ble undersøkt med 80 kVp og MBIR rekonstruksjon, og gruppe B ble undersøkt med 70 kVp og ASIR-V rekonstruksjon.	83 pasienter  41 i gruppe A 42 i gruppe B
Sasaki et al., (2018)	Improved detectability of thromboses of the lower limb using	Ved lavere kV ble stråledosen lavere, og forholdet mellom vene og trombose i	Retrospektiv studie. Pasientene tok først CTV på 100 kVp, etterfulgt av en	19 pasienter

	low kilovoltage computed tomography	underekstremiteter ble forbedret.	undersøkelse på 80 kVp. Lik rekonstruksjon. Objektiv og subjektiv vurdering av undersøkelsene.	
--	---	--------------------------------------	---	--

#### 4.2. Resultat for målt HU for kontrastforsterkelse

Sasaki et al., (2019) målte venøs attenuasjon ved kVp 100 på  $122 \pm 23$  HU. Dette var signifikant lavere enn undersøkelsene tatt med 80 kVp. Ved 80-kVp ble det målt  $136 \pm 24$  HU med en  $P < .001$ . Det var ingen signifikant forskjell i HU mellom trombosene tatt med 100 kVp og 80 kVp. Der det ble målt  $55 \pm 14$  HU ved 100 kVp  $57 \pm 16$  HU ved 80 kVp med en  $P = 0.168$ . Forholdet mellom trombose og vene ved 100 kVp med verdier på  $0.47 \pm 0.20$  HU var signifikant høyere enn ved 80 kVp på  $0.44 \pm 0.16$  HU med en  $P = .048$ . (Sasaki, et al., 2018). Se tabell 5.

Tabell 5. Objektive mål av attenuasjon i vener og tromber. (Sasaki, et al., 2018)

	100 kVp	80 kVp	P-verdi
Venøs Attenuasjon (HU)	$122 \pm 23$	$136 \pm 24$	0.001
Attenuasjon i trombose (HU)	$55 \pm 14$	$57 \pm 16$	0.168
Forhold mellom trombose og vene (HU)	$0.47 \pm 0.20$	$0.44 \pm 0.16$	0.048

Resultatene fra artikkelen av Chen et al., (2018) viste at gjennomsnittets attenuasjonen i vener for gruppe A, B på 100kVp og C på 70kVp var  $113.23 \pm 11.98$  HU,  $119.16 \pm 12.89$  HU og  $157.90 \pm 21.78$  HU. Det ble også gjort egne målinger for attenuasjon av selve trombosen. Det ble ikke observert en signifikant forskjell i gjennomsnittlige attenuasjonens verdi for DVT i gruppene med en p-verdi på  $>0.05$ . Der det ble målt var  $65.71 \pm 3.63$  HU,  $65.53 \pm 3.65$  HU og  $66.43 \pm 3.45$  HU for gruppe A, B and C (Chen, et al., 2018).

Tabell 6. Venøs attenuasjon målt i form av HU (Chen, et al., 2018)

		Gruppe A (100 kVp)	Gruppe B (100 kVp)	Gruppe C (70 kVp)
Venøs Attenuasjon (HU)	Inferior vena cava	124.99 ± 14.45	132.57 ± 13.51	172.20 ± 23.19
	Vena iliaca communis	119.69 ± 15.17	123.83 ± 17.87	164.57 ± 27.87
	Vena femoralis	113.47 ± 12.45	119.28 ± 15.61	161.51 ± 27.31
	Vena poplitea	94.78 ± 11.41	100.96 ± 13.83	133.32 ± 23.99

I artikkelen av Iyama et al., (2017) ble det blant annet målt venøs attenuasjon i vena iliaca communis, på  $144.2 \pm 25.4$  ved FBP,  $144.2 \pm 25.5$  ved HIR og  $144.0 \pm 24.7$  ved IMR. P-verdien mellom FBP og HIR var 0.98, HIR og IMR,  $P = 1.0$  og FBP og IMR,  $P = 1.0$  (Iyama, et al., 2017). Resultatene for andre målte vener ser du i tabell 7.

Tabell 7. Venøs attenuasjon målt i form av HU (Iyama, et al., 2017)

		FBP	HIR	IMR
Venøs Attenuasjon (HU)	Vena iliaca communis	$144.2 \pm 25.4$	$144.2 \pm 25.5$	$144.0 \pm 24.7$
	Vena femoralis	$138.2 \pm 25.3$	$138.1 \pm 25.8$	$138.5 \pm 25.8$
	Vena poplitea	$122.9 \pm 30.1$	$122.4 \pm 29.6$	$122.9 \pm 29.5$

I artikkelen av Park et al., (2019) ble den vaskulære kontrastforsterkelsen signifikant høyere i gruppe B enn gruppe A med en  $P = \leq 0.015$ . Det var blant annet målt  $158.8 \pm$

19.7 HU for gruppe A og  $174.1 \pm 16.9$  HU gruppe B i Inferior vena cava. Se oversikt i tabell 8 over grupper, parameter og rekonstruksjonsalgoritmer brukt i studien.

Tabell 8. Venøs attenuasjon målt i form av HU (Park, et al., 2019)

		Observatør 1		Observatør 2	
		Gruppe A MBIR	Gruppe B ASIR-V	Gruppe A MBIR	Gruppe B ASIR-V
Venøs attenuasjon	Inferior vena cava	$158.8 \pm$ 19.7	$174.1 \pm$ 16.9	$159.2 \pm$ 19.5	$175.0 \pm$ 16.7
	Vena Femoralis	$144.8 \pm$ 20.8	$177.1 \pm$ 21.7	$47.1 \pm 21.8$	$177.3 \pm$ 23.1
	Vena Poplitea	$140.0 \pm$ 10.5	$152.5 \pm$ 15.6	$138.2 \pm$ 11.4	$152.7 \pm$ 15.7

### 4.3. Resultat for CNR

Det ble målt en lavere CNR ved 100 kVp enn ved 80 kVp, men det var ingen signifikant forskjell mellom innstillingene 100kVp og 80 kVp. Der resultatene viser  $7.24 \pm 3.12$  HU og  $7.68 \pm 3.43$  HU, dermed en P-verdi på 0.381 (Sasaki, et al., 2018).

Tabell 9. Objektive mål av CNR (Sasaki, et al., 2018)

	100 kVp	80 kVp	P-verdi
CNR (HU)	$7.24 \pm 3.12$	$7.68 \pm 3.43$	0.381

Den gjennomsnittlige CNR målt i studien av Chen et al., (2018) i gruppe C var signifikant høyere enn i gruppe A og B. Den gjennomsnittlige CNR-en for alle målte vener for gruppe A, B og C var  $4.14 \pm 1.03$  HU,  $4.32 \pm 1.03$  HU og  $5.71 \pm 1.46$  HU med en  $P < 0.001$  (Chen, et al., 2018).

Tabell 10. Objektive mål av CNR (Chen, et al., 2018)

		Gruppe A (100 kVp)	Gruppe B (100 kVp)	Gruppe B (70 kVp)
CNR (HU)	Inferior vena cava	3.38 ± 1.30	3.94 ± 0.98	5.17 ± 1.36
	Vena iliaca communis	3.36 ± 1.02	3.74 ± 1.05	4.91 ± 1.41
	Vena femoralis	3.60 ± 1.05	3.99 ± 1.51	5.29 ± 1.78
	Vena poplitea	5.39 ± 1.76	5.45 ± 2.15	7.06 ± 2.69

Iyama et al., (2017) målte CNR ved bruk av de tre forskjellige rekonstruksjonsalgoritmene FBP, HIR og IMR. Ved FBP ble det målt gjennomsnittlig CNR på  $3.9 \pm 1.0$  HU,  $3.3 \pm 1.3$  HU og  $4.5 \pm 2.1$  HU. Undersøkelsene tatt med HIR ble det målt  $6.0 \pm 1.8$  HU,  $6.1 \pm 2.5$  HU og  $8.1 \pm 3.8$  HU. IMR ga resultatene  $10.9 \pm 5.6$  HU,  $8.5 \pm 3.8$  HU og  $10.9 \pm 5.6$  HU. CNR ved alle områder var signifikant høyere på HIR enn FBP bildene med en  $P < 0.01$ . Det var også signifikant forskjell i områder med IMR enn HIR og FBP bilder som sett ved  $P < 0.01$  (Iyama, et al., 2017). Se tabell 11 for oversikt over verdiene.

Tabell 11. Objektive mål av CNR (Iyama, et al., 2017)

		FBP	HIR	IMR
CRN (HU)	Vena iliaca communis	$3.9 \pm 1.0$	$6.0 \pm 1.8$	$10.9 \pm 5.6$
	Vena femoralis	$3.3 \pm 1.3$	$6.1 \pm 2.5$	$8.5 \pm 3.8$
	Vena poplitea	$4.5 \pm 2.1$	$8.1 \pm 3.8$	$10.9 \pm 5.6$

I artikkelen av Park et al., (2019) ble CNR signifikant høyere i gruppe B enn gruppe A med en  $P = \leq 0.015$ . Det var blant annet målt  $8.5 \pm 3.2$  HU for gruppe A og  $12.1 \pm$

4.1 HU gruppe B i Inferior vena cava. Se oversikt i tabell 12 over grupper, parameter og rekonstruksjonsalgoritmer brukt i studien.

Tabell 12. Objektive mål av CNR (Park, et al., 2019)

		Observatør 1		Observatør 2	
		Gruppe A MBIR	Gruppe B ASIR-V	Gruppe A MBIR	Gruppe B ASIR-V
CNR	Inferior vena cava	8.5 ± 3.2	12.1 ± 4.1	8.0 ± 2.2	12.5 ± 3.1
	Vena Femoralis	6.9 ± 2.9	13.2 ± 5.2	6.5 ± 2.5	12.8 ± 5.0
	Vena Poplitea	6.2 ± 2.0	12.7 ± 5.0	6.5 ± 2.5	11.8 ± 4.2

#### 4.4. Rekonstruksjonstid

Gjennomsnittlig rekonstruksjonstid var lengre med HIR. Ved undersøkelse tatt med HIR tok det  $43.3 \pm 3.3$  sekunder, mens med FBP tok det  $25.4 \pm 1.9$  sekunder. Samtidig tok den gjennomsnittlige rekonstruksjonstiden for IMR  $78.7 \pm 6.0$  sekunder som er lengre tid enn FBP (Iyama, et al., 2017).

I artikkelen av Park et al (2019) så de at den gjennomsnittlige rekonstruksjonstiden var signifikant kortere med en  $p < 0,001$  for gruppe B som lå på 1 minutt og 43 sekunder og for gruppe A som tok 131 minutter og 1 sekunder (Park, et al., 2019).

#### 4.5. Stråledose

Med nivå 100-kVp ble det målt  $6.36 \pm 2.27$  mGy. Med 80-kVp ble det målt  $2.06 \pm 0.66$  mGy, Dette var signifikant lavere enn med nivå 100 kVp med en  $P < .001$  (Sasaki, et al., 2018). Se tabell 13.

Tabell 13. Måling av stråledose (Sasaki, et al., 2018)

Hva som ble målt	100 kVp	80 kVp	Signifikans
CTDI	6.36±2.27	2.06±0.66	0.001

CTDIvol verdien i gruppe C tatt med nivå 70 kVp var  $1.76 \pm 0.13$ , som var signifikant lavere enn  $4.22 \pm 0.50$  i gruppe A og  $3.45 \pm 0.30$  i gruppe B med en  $P = 0.001$ . DLP verdien i gruppe C var  $235.07 \pm 42.41$ , også signifikant lavere enn i gruppe A der det ble målt  $499.15 \pm 79.25$  mGycm og B på  $400.22 \pm 62.24$  mGycm (Chen, et al., 2018).

Tabell 14. Måling av stråledose (Chen, et al., 2018)

Stråledose	Gruppe A 100 kVp	Gruppe B 100 kVp	Gruppe C 80 kVp
CTDI (mGy)	$4.22 \pm 0.50$	$3.45 \pm 0.30$	$1.76 \pm 0.13$
DLP (mGycm)	$499.15 \pm 79.25$	$400.22 \pm 62.24$	$235.07 \pm 42.41$

Gjennomsnittlig DLP for CTV undersøkelsene ved 80 kVp var  $1005,6 \pm 288,5$  mGycm (Iyama, et al., 2017)

Tabell 15. Gjennomsnittlig stråledose målt med nivå 80 kVp kombinert med FBP, HIR og IMR (Iyama, et al., 2018)

Hva som ble målt	80 kVp
DLP	$1005.6 \pm 288.5$ mGycm

Stråledosene mellom gruppe A og B i artikkelen av Park et. al (2019) målt i CTDI og DLP var ikke signifikant forskjellig i de to gruppene med en  $P = 0,108$ . For gruppe A var  $2.8 \pm 0.4$  mGy og  $2.6 \pm 4.3$  mGy for gruppe B. DLP målt for gruppe A var  $361.5 \pm 66.2$  mGycm og  $344.0 \pm 45.4$  mGycm for gruppe B (Park, et al., 2019)

Tabell 16. Måling av stråledose (Park, et al., 2019)

Stråledose	80 kVp	70 kVp	P-verdi
------------	--------	--------	---------



CTDI (mGy)	2.8 ± 0.4	2.6 ± 0.3	0.204
DLP (mGycm)	361.5 ± 66.2	344.0 ± 45.4	0.108

#### 4.6. Kvantitativ måling av støy

Bildestøy var signifikant lavere ved IMR enn bildene rekonstruert med HIR og FBP  $P = < 0.01$ . For undersøkelsene tatt med FBP ble det målt støy på  $23.5 \pm 6.1$ ,  $19.8 \pm 4.3$  og  $12.8 \pm 2.7$  HU. Ved undersøkelsene tatt med HIR ble det målt  $12.1 \pm 3.3$ ,  $10.7 \pm 2.7$  og  $7.1 \pm 2.9$  HU. IMR fikk resultatene  $8.5 \pm 2.6$ ,  $8.2 \pm 3.2$  og  $5.8 \pm 1.8$  HU (Iyama, et al., 2017).

Tabell 17. Kvantitativ måling av støy (Iyama, et al., 2017)

		FBP	HIR	IMR
Støy (HU)	Vena iliaca communis	$23.5 \pm 6.1$	$12.1 \pm 3.3$	$8.5 \pm 2.6$
	Vena femoralis	$19.8 \pm 4.3$	$10.7 \pm 2.7$	$8.2 \pm 3.2$
	Vena poplitea	$12.8 \pm 2.7$	$7.1 \pm 2.9$	$5.8 \pm 1.8$

Støy i gruppe C i vena iliaca communis ble  $20.17 \pm 5.83$  HU. Dette var signifikant høyere enn det som ble målt i gruppe A og B i samme vene med en  $P = < 0.05$  (Chen, et al., 2018). Se tabell 18.

Tabell 18. Kvantitativ måling av støy (Chen, et al., 2018)

Grupper		Gruppe A (100 kVp)	Gruppe B (100 kVp)	Gruppe C (70 kVp)
Støy (HU)	Inferior vena cava	$16.75 \pm 4.05$	$17.17 \pm 3.39$	$19.98 \pm 3.36$
	Vena iliaca communis	$17.49 \pm 3.79$	$17.38 \pm 3.63$	$20.17 \pm 5.83$
	Vena femoralis	$15.49 \pm 4.38$	$15.83 \pm 4.09$	$18.88 \pm 6.42$

	Vena poplitea	9.32 ± 12.57	10.06 ± 2.36	11.53 ± 2.28
--	---------------	--------------	--------------	--------------

I artikkelen av Park et al., (2019) ble SNR signifikant høyere i gruppe B enn gruppe A med en  $P = \leq 0.015$ . Det var blant annet målt  $17.3 \pm 4.6$  HU for gruppe A og  $22.1 \pm 6.2$  HU gruppe B i inferior vena cava. Se oversikt i tabell 19 over grupper, parameter og rekonstruksjonsalgoritmer brukt i studien. Det ble også målt verdier for støy der det for eksempel målt  $11.2 \pm 1.8$  HU i gruppe A og  $6.8 \pm 2.6$  gruppe B.

Tabell 19. Kvantitativ måling av støy (Park, et al., 2019)

		Observatør 1		Observatør 2	
		MBIR 80 kVp		ASIR-V 70 kVp	
Støy	Inferior vena cava	11.2 ± 1.8	6.8 ± 2.6	11.8 ± 2.0	6.9 ± 2.3
	Vena Femoralis	10.6 ± 2.5	8.8 ± 4.9	10.7 ± 2.3	8.7 ± 4.8
	Vena Poplitea	12.7 ± 3.9	7.2 ± 4.1	11.8 ± 3.2	7.3 ± 3.8
SNR	Inferior vena cava	17.3 ± 4.6	22.1 ± 6.2	16.1 ± 3.5	22.4 ± 4.5
	Vena Femoralis	15.3 ± 4.2	21.5 ± 6.2	13.9 ± 3.2	21.1 ± 5.5
	Vena Poplitea	12.1 ± 5.5	22.2 ± 6.6	11.8 ± 5.0	21.8 ± 6.1

#### 4.7. Kvalitativ vurdering

Kvalitativ vurdering av bildekvalitet i artikkelen av Sasaki et. al (2018) ble utført av to radiologer som har 6 år med erfaring. Begge radiologene observerte venøse tromber ved begge tilfellene med lav kV teknikk. Bildene tatt med 100 kVp og 80 kVp ble vurdert med et gjennomsnitt på 4.45 og 4.76, med en skala fra 1-5. Undersøkelsene tatt med 80 kV ble vurdert signifikant høyere enn bildene tatt med 100 kVp ( $P = .016$ ,) (Sasaki, et al., 2018).

Tabell 20. Subjektiv vurdering (Sasaki, et al., 2018)

Skala for evnen til å detektere DVT	100 kVp	80 kVp	P-verdi
1, ikke mulig på grunn av støy eller artefakter	4.45	4.76	0.016
2, Usikker venøs trombe			
3, mulig venøs trombe			
4, sannsynligvis venetrombe			
5, helt sikkert venøs trombe.			

Det var stor enighet mellom radiologene som utførte den subjektive vurderingen av bildene med en  $K = 0.78$ . Radiologene hadde over 5 år med erfaring. Bildene i gruppe A, B og C ble vurdert med en gjennomsnittlig score på  $3.20 \pm 0.52$ ,  $3.19 \pm 0.50$  and  $3.34 \pm 0.58$ , med en 4-poeng skala. Resultatene viste ikke en signifikant forskjell. Gruppe A, B og C ble i pelvisrområdet vurdert  $3.42 \pm 0.56$ ,  $3.37 \pm 0.60$  og  $3.45 \pm 0.62$ . I femurområdet ble det vurdert med en score på  $3.45 \pm 0.55$ ,  $3.40 \pm 0.62$  og  $3.43 \pm 0.63$ . Scoren i tibia- fibulaområdet for gruppe A, B og C ble  $2.75 \pm 0.76$ ,  $2.77 \pm 0.70$  og  $3.15 \pm 0.62$  med en  $P = < 0.05$  (Chen, et al., 2018). Se tabell 21 for bedre oversikt over poengene gitt.

Tabell 21. Subjektiv vurdering (Chen, et al., 2018)

	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C
Pelvis	$3.42 \pm 0.56$	$3.37 \pm 0.60$	$3.45 \pm 0.62$
Femur	$3.45 \pm 0.55$	$3.40 \pm 0.55$	$3.43 \pm 0.63$
Tibia/fibula	$2.75 \pm 0.76$	$2.77 \pm 0.76$	$3.15 \pm 0.62$
samlet bildekvalitet	$3.20 \pm 0.52$	$3.19 \pm 0.50$	$3.34 \pm 0.58$

Verdiene gitt under subjektiv vurdering (se tabell 22) av bildestøy, kontrast, skarphet og samlet bildekvalitet var signifikant høyere  $P = < 0,01$  for HIR enn FBP-bilder og for IMR enn HIR-bilder med en  $P = < 0,01$ . Blant interobservatørene var det stor enighet i at bildene tatt med IMR scorete høyest ved vurdering av støy, kontrast og skarphet.

Vurderingene ble gjort av radiologer med 6 år med erfaring (Iyama, et al., 2017). Se tabell 22.

Tabell 22. Subjekt vurdering (Iyama, et al., 2019)

	FBP	HIR	IMR
Støy	2.3 ± 0.4	3.3 ± 0.5	3.9 ± 0.2
Kontrast	2.6 ± 1.0	3.1 ± 0.9	3.6 ± 0.7
skarphet	2.5 ± 0.6	3.3 ± 0.5	3.8 ± 0.4
samlet bildekvalitet	2.6 ± 0.6	3.5 ± 0.6	3.9 ± 0.3

Resultatene for den subjektive vurderingen utført av to radiologer, som har 8-20 års erfaring, kan man se i tabell 23. Samlet bildekvalitet ble vurdert som moderat bildekvalitet på  $28.5 \pm 2.7$  i gruppe A og  $33.5 \pm 2.6$  på skala 1 - 4 av observatørene 1. Det ble målt en vektet cohens kappa på 0.581 i gruppe A og 0.521 i gruppe B.

Tabell 23. Subjektiv vurdering av MBIR vs ASIR-V (Park, et al., 2019)

		Observatør 1		Observatør 2	
		MBIR 80 kVp	ASIR-V 70 kVp	MBIR 80 kVp	ASIR-V 70 kVp
Støy	Inferior vena cava	2.8 ± 0.4	3.4 ± 0.7	3.0 ± 0.2	3.4 ± 0.6
	Vena Femoralis	2.9 ± 0.7	3.4 ± 0.7	3.0 ± 0	3.9 ± 0.4
	Vena Poplitea	2.8 ± 0.6	3.8 ± 0.5	3.0 ± 0	4.0 ± 0
Venekontur	Inferior vena cava	3.6 ± 0.6	3.9 ± 0.3	3.8 ± 0.4	3.9 ± 0.3

	Vena Femoralis	3.8 ± 0.4	3.9 ± 0.2	3.6 ± 0.6	3.9 ± 0.3
	Vena Poplitea	3.3 ± 0.8	3.9 ± 0.3	3.5 ± 0.6	3.9 ± 0.2
Venøs kontrastforsterkesle	Inferior vena cava	3.3 ± 0.5	3.9 ± 0.3	3.5 ± 0.5	4.0 ± 0
	Vena Femoralis	3.3 ± 0.6	3.8 ± 0.5	3.4 ± 0.5	4.0 ± 0
	Vena Poplitea	2.9 ± 0.7	3.5 ± 0.5	3.2 ± 0.4	3.8 ± 0.4
Samlet bildekvalitet		28.5 ± 2.7	33.5 ± 2.6	29.7 ± 2.0	35.1 ± 0.9

## 5. Diskusjon

### 5.1. CNR, kVp og rekonstruksjonsalgoritmer

Resultatene fra studiene inkludert indikerer en sammenheng mellom CNR og kVp. I artikkelen til Sasaki et al., (2018) viser at ved lavere kilovolt-innstillinger ser man en økt kontrast mellom tromber og vener ved CTV. Resultatene viser at venøs tetthet var signifikant høyere ved 80 kVp enn bildene tatt med 100 kVp, men tettheten til tromben ikke var signifikant høyere. Slik var forholdet mellom trombose til vene lavere ved 80 kV enn ved 100 kV. Dette viser hvordan lav kV teknikk kan gi bedre kontrast mellom vener og tromber. Se tabell 5 (Sasaki, et al., 2018). Økt kontrastforsterkelse kan være på grunn av, som vi ser fra teori om fotoelektrisk effekt der sannsynlighet for fotoelektrisk effekt i jod ( $Z_{53}$ ) er  $(53/20)^3$  enn i kalsium ( $Z_{20}$ ) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Boone, 2011, s. 42). Analyse av undersøkelsene tatt med IMR viser at CNR økes med nivå 80 kVp CTV-bilder, i tillegg til at det ble målt en signifikant høyere CNR ved alle områder ved HIR enn FBP bildene ( $P < 0.01$ ) (Iyama, et al., 2017). Disse resultatene presentert i studien stemmer overens med teori presentert tidligere i studien. Økt kV reduserer bildekvaliteten eller kontrasten

fordi flere stråler trenger gjennom og detekteres av detektor, mens kontrast-støy-forholdet blir bedre. Derfor vil en reduksjon av kVp øke kontrasten i et opptak, men man vil få mer støy (Cloke, Vosper, & Graham, 2011, s. 159-161). Lav kV teknikk kan bidra med å forbedre bildekvalitet fordi bildekontrast er nødvendig for å kunne skille mellom vev.

Resultatene som er inkludert i vår litteraturstudie viste at lavere rørspenninger med nivå 80 kV og 70kV har en tendens til å gi høyere venøs kontrast forsterkelse og CNR (Graham, Cloke, & Vosper, 2011). Økt CNR kan være et resultat av blant annet fotoelektrisk effekt. Denne vekselvirkingsprosessen bidrar til å øke kontrasforsterkelsen ved relativt lave kV innstillinger. Videre er forekomsten av fotoelektrisk effekt proporsjonal med femte potens av atomnummeret og omvendt proporsjonal med 3,5 potens av fotonenergi. Derfor gir bilder med lavere kV bedre CNR i venefyllt med jod enn i trombevev (Sasaki, et al., 2018).

I artikkelen av Sasaki et al., (2018) ble det målt en gjennomsnittlig CNR på  $7.68 \pm 3.43$  ved 80 kVp mens i artikkelen av Iyama et al., (2017) ble det målt en CNR på  $10.09 \pm 5.6$  ved samme kVp innstilling. Her ser man hvordan ulike rekonstruksjon algoritmer påvirker bildekvaliteten. Der en målt en høyere CNR ved 80 kVp tatt med IMR (Sasaki, et al., 2018)(Iyama, et al., 2017). Se tabell 9 og 11.

Man ser likheter mellom artikler som har undersøkt lav kV teknikk med 70 kVp. Deriblant ble det funnet en signifikant høyere CNR i artikkelen av Park et al., (2019) i gruppe B, altså ASIR-V med nivå 70 kVp med en  $P = \leq 0,015$ . Lignende resultat er også illustrert i Chen et al., (2018) ved lavere rørspenning der det ble det observert økt attenuasjonsverdi i venen og ikke venetrombosen som ga større kontraster med samme parameter og rekonstruksjonsalgoritmer nevnt i artikkelen av Park et al., (2019). Ved lavere rørspenninger økte bildestøy, likevel ble CNR forsterket på grunn av forsterket venøs attenuasjon (Chen, et al., 2018). Se tabell 10 og 12.

Effekt av comptonspredning kan medvirke til redusert kontrast i CT-bildet. Fotonenergien må være større enn elektronets bindingsenergi for å øke sannsynligheten for comptonspredning. Dermed reduseres den relative sannsynligheten for en comptonspredning ved økt fotonenergi. Comptonspredning

resulterer i deteksjonen av spredte fotoner, redusert bildekontrast og en økning i tilfeldig støy (Graham, Cloke, & Vosper, 2011). Derfor kan lav kV teknikk redusere deteksjon av spredt stråling og gi bedre kontraster dermed bedre bildekvalitet for diagnostisering av DVT.

## 5.2. Rekonstruksjonsalgoritmer og støy

Bakgrunnsteori om strålekvantiteten forteller at støynivå er omvendt proporsjonalt med strålekvantiteten kvadrert (Dougherty, 2009, s. 39). Derfor vil redusert kVp øke mengden støy. Dette ser man illustrert i artiklene inkludert, men også hvordan rekonstruksjonsalgoritmer kan være et hjelpemiddel mot støy.

Resultatene indikerer at rekonstruksjonsmetoder som iterativ rekonstruksjon og lav kV teknikk tillater bruk av lavere kV-innstillinger for tilstrekkelig bildekvalitet. Med resultatene fra Chen et al., (2018) observerer man at ved lavere rørspenning på 70 kVp øker attenuasjonsverdien betydelig for fremstilling av vene. Selv om det ble målt mer støy i undersøkelsene tatt med 70 kVp ble det likevel vurdert høyere med en score på  $3.34 \pm 0.58$  i den subjektive analysen (Chen, et al., 2018). Andre former for iterativ rekonstruksjon har også vist bedre resultat enn andre metoder for rekonstruksjons algoritmer som man kan se i artikkelen av Iyama et al., (2017). IMR reduserer bildestøyen mer enn FBP eller HIR. Bildestøy ved nivå 80 kVp CTV-bilder med IMR var 55 % til 64 % lavere enn på bilder rekonstruert med FBP. Se tabell 17 (Iyama, et al., 2017).

Egenskapene til ASIR-V ved lav kV teknikk vist i Chen et al., (2018) bekreftes også i andre studier som Park et. al (2019), og som i dette tilfelle viser seg å være en overlegen form for iterativ rekonstruksjon, i forhold til MBIR. De objektive og subjektive bildekriteriene for bildekvalitet for CTV som ble brukt for å vurdere bildene tatt med ASIR-V med nivå 70 kVp ble vurdert som bedre enn de som var tatt med MBIR på 80 kVp (Park, et al., 2019). På denne måten kan man tilrettelegge for å redusere støy og samtidig opprettholde tilstrekkelig bildekvalitet med lavere kV innstillinger. Se tabell 18 og 19.

### 5.3. Rekonstruksjonalgoritmer, lav kV teknikk og stråledose reduksjon

I artikkelen av Park et al., (2019) ser man ikke en signifikant forskjell i stråledose målt i CTDI og DLP i gruppe A og B med en  $P = \geq 0,108$ . En grunn til dette kan være en forskjell på kun 10 kV som altså nivå på henholdsvis 80 kVp og 70 kVp. Likevel ser man at det er målt høyere stråledose for nivå 80 kVp enn 70 kVp med CTDIvol på  $2.8 \pm 0.4$  mGy  $2.6 \pm 0.3$  mGy (Park, et al., 2019). Man kan se signifikante forskjeller ved større kV innstillinger som for nivå 100 kVp ble CTDI  $6,36 \pm 2,27$  mGy som er signifikant høyere enn i 80-kVp-bildene på  $2,06 \pm 0,66$  mGy med en  $P < 0,001$  (Sasaki, et al., 2018). Se tabell 13 og 16.

Ved å bruke ASIR-V-teknikken kombinert med lavrørspenning, ble det vist at lavspenning reduserte stråledosen med 40–50 %. Dermed viser det en mulighet for utprøving av lav kV teknikk til klinisk praksis der rørspenning har direkte innvirkning på stråledosen (Chen, et al., 2018). Videre gir lavere kV CTV et forbedret trombotiske og venøse kontrastforhold i underekstremitetene, med reduksjon av stråleeksponering. Derfor kan DVT-deteksjonsevnen forbedres ved bruk av lavere kV CTV-teknikk (Sasaki, et al., 2018).

Stråledosene målt for bildeopptak mellom gruppe A og B i artikkelen av Park et al., (2019) målt i DLP var ikke signifikant forskjellig og kan derfor være basert på tilfeldighet som man kan se i p-verdien på  $\geq 0.108$ . DLP målt for gruppe A var  $361.5 \pm 66.2$  mGycm og  $344.0 \pm 45.4$  mGycm for gruppe B. Studien spekulerer at dersom studien inneholdt et større antall pasienter kunne det ha gitt en signifikant forskjell. I tillegg til at forskjellen i DLP er på grunn av CT-venografi av underekstremiteten krever en lang skannelengde (Park, et al., 2019). Man ser også forskjeller sammenlignet med andre inkluderte studier der den gjennomsnittlig DLP for CTV undersøkelsene ved 80 kVp var  $1005,6 \pm 288,5$  mGycm. Se tabell 15 (Iyama, et al., 2017). Det er brukt samme kVp innstilling ved ulike rekonstruksjonalgoritmer. Volumopptak med ulik lengde kan også gi utslag på DLP. Det er ikke oppgitt lengde der dosen er forskjellig for DLP.



## 5.4. Kvalitativ vurdering

Resultatene for de subjektive bildekriteriene for CT-venografi utført ved bruk av ASIR-V ved 70 kVp var bedre enn de oppnådd ved bruk av MBIR med nivå 80 kVp til tross for rørspenningsreduksjonen. ASIR-V ga signifikant høyere analysescore for subjektiv vurdering av bildekvalitet. Dette innebar en vurdering av støy, venekontur og venøs kontrastforsterkelse ved hver anatomisk struktur (Park, et al., 2019). Man ser også tendenser til at lav kV teknikk ble vurdert høyere ved en subjektiv analyse i artikkelen av Chen et al., (2018). Bildene i gruppe A, B og C ble vurdert med en gjennomsnittlig score på  $3.20 \pm 0.52$ ,  $3.19 \pm 0.50$  and  $3.34 \pm 0.58$  med en skala fra 1-4. Det var ikke en signifikant forskjell i vurderingene av pelvis og femurområdet. Tibia- og fibulaområdet fikk derimot gruppe C en signifikant høyere score enn gruppe A og B. Selv om samlet vurdering av bildekvalitet ikke var signifikant forskjellig ser man likevel at ved ASIR-V 70 kVp til en viss grad får høyere score i bekken og tibia-fibulaområdet (Chen, et al., 2018). Her ser man likhet mellom resultatene fra Chen et al., (2018) og Park et al., (2019) som viser at ved bruk av lav kV teknikk på 70 sammen med ASIR-V gir tilstrekkelig bildekvalitet. Se tabell 21 og 23.

Begge radiologene som vurderte subjektiv bildekvalitet, observerte venetrombose i begge kV-innstillingene på 100 kVp og 80 kVp. Bildene ble vurdert ut ifra i hvilken grad radiologene kunne påvise DVT ved innstillingene nevnt. Der 1 var vurdert som "ikke mulig å beskrive DVT på grunn av støy eller artefakter" til 5 som var vurdert som "definitivt DVT". Med en  $P = 0,016$  deteksjon av DVT ved 80 kVp (4.76) og var signifikant høyere enn nivå 100 kVp (4.45). I bildene tatt med nivå 80 kVp ble det ikke bare målt høyere HU-verdi for CNR kvantitativ, men også subjektivt. Evalueringene indikerte at 80 kVp ga bedre kontrast av tromboser i vener (Sasaki, et al., 2018). Ved kvalitativ bildeanalyse var 80 kVp CTV kombinert med IMR overlegen over 80 kVp CTV kombinert med FBP eller HIR, altså en signifikant forskjell med hensyn til vurderingskriteriene for bildekvalitet som skarphet, kontrast og støy med en  $P < 0.01$ . For blant annet støy og samlet bildekvalitet ble bildene tatt med IMR vurdert med 3.9. For bildeskarphet og store artefakter fikk bildene en score på 3.8 og 3.6 for kontrast ut av 4 (Iyama, et al., 2017). Slik ser man hvordan lavere kv innstillinger påvirker bildekvaliteten som ble vurdert av radiologer i to forskjellige studier. Der undersøkelse med 80 kVp ble vurdert høyere ved vurdering av ulike subjektive

faktorer for deteksjon av DVT, bildekvalitet, skarphet, kontrast, artefakter og støy. Se tabell 20 og 22.

### **5.5. Lav kV teknikk mot 120 kVp**

Tidligere forskning av Cho et al., (2013) viser at den vaskulære kontrastforsterkelsen ved 120 KVp i vena cava inferior ble  $128,4 \pm 15,9$  HU. Dette er i motsetning til resultatene fra Park et. al (2019) der de kontrastfylte venene for gruppe B ved ASIR-V med 70 kVp resulterte i  $174.1 \pm 16.9$  HU i inferior vena cava. Man ser dermed en indikasjon i nyere forskning at lav kV teknikk i dette tilfelle 70 kVp CTV-protokoll har mulighet for å øke kontrast og HU sammenlignet med 120 kVp-protokoll.

Tidligere forskning rapporterte CNRVEIN ved 120 kVp var  $8.6 \pm 2.3$  HU (Cho, et al., 2013), mens i nyere forskning ved 70 kVp ble det målt  $12.1 \pm 4.1$  HU (Park, 2019). Dette illustrerer hvordan lav kV teknikk kan øke CNR mellom muskler og kontrastforsterkede vener, og kan derfor anses som en fordel for diagnostisk bildekvalitet.

Grad av støy ble vurdert subjektivt i både artikkelen av Park et al., (2019) og Cho et al., (2013). Enighet blant interobservatørene for vurdering av bildekvalitet var høy, med en kappa-verdi på 0,721. Der CT volumopptak ble tatt med 120 kVp, ble det registrert en lavere score i vurdering av venøs kontrastforsterkelse og diagnostisk bildekvalitet. Det var ingen signifikant forskjell i støy, men likevel så man at lavere kV innstillinger ga mer støy (Cho, et al., 2013). Derimot ble det ved CT-volumopptak undersøkelser tatt med ASIR-V med nivå 70 kVp vurdert med mindre støy enn undersøkelser tatt med MBIR ved 80 kVp (Park et al., 2019). Dette bygger på subjektive vurderinger av radiologene fra studien av Park et al., (2019) og viser hvordan lav kV teknikk og rekonstruksjonsalgoritmer kan brukes for å redusere stråledose samtidig som diagnostisk bildekvalitet vurderes til god nok.

Man kan se hvordan de ulike verdiene og tiltakene som kan tas med rekonstruksjonsalgoritmer påvirker faktorer for bildekvalitet i tidligere forskning sammenlignet med nyere. Der det ble målt en gjennomsnittlig stråledose eller CTDIvol ved 120 kVp på  $5.061 \pm 0.060$  mGy ved tidligere forskning, var dette en

høyere stråledose enn hva som har blitt målt ved lavere kVp verdier som 70 kVp der det ble målt en CTDI på  $1.76 \pm 0.31$  mGy (Chen et al., 2018).

Resultatene som viser reduserte stråledoser, samsvarer med teori presentert tidligere i denne studien. Ved å redusere kVp vil en redusere fotonenergien. Ifølge attenuasjonslikningen for fotoelektrisk effekt vil dette føre til en større andel av fotonabsorpsjon (Graham, Cloke, & Vosper, 2011). På grunn av færre fotoner som sendes fra røntgenrøret vil det redusere fotoner absorbert i pasienten dermed reduseres stråledosen.

## 5.6. Metodekritikk

Vi valgte å inkludere fire artikler i vår litteraturstudie. Dette kan ansees som få artikler og som en begrensning i studien. Ulemper som har hatt innvirkning på oss er dermed hva som er tilgjengelig innenfor vårt tema om lav kV-teknikk CTV ved spørsmål om DVT innen en tidsramme på fem år. Etter gjennomgang av treff fra databaser valgte vi å ekskludere artikler eldre enn 2017 eller irrelevante artikler i forhold til vår problemstilling. Vi kunne da med fordel ha utvidet tidsbegrensning vi satt, men da må vi også vurdere hvor sammenlignbart det hadde vært med dagens praksis. Likevel har vi valgt å inkludere tidligere forskning fra 2013 som har målinger og verdier for bruk av 120 kVp ved CTV.

Andre utfordringer som har oppstått under arbeidet er utfordringer med å finne litteratur med relevant vinkling i forhold til vår problemstilling. I figur 1 kan man se eksklusjonsprosessen vår. Vi har blant annet ekskludert artiklene på grunn av irrelevante tema, feil modalitet og undersøkelser av redusert mAs ikke kV. Det er altså mye som kommer opp ved søk, men ikke akkurat det vi trengte. Vi har derfor måttet brukt mye tid på å lese hensikten til artiklene for finne ut av hvordan det kan passe til vår egen problemstilling. Vi har valgt artikler som beskriver forskjellige fokus, som for eksempel artikkelen av Park et al., (2019) som ikke valgte å vurdere diagnostiske nøyaktigheten for deteksjons av DVT. Dette i motsetning til Sasaki et al., (2018) som har målt CNR i både ved kontrastfyltvene og DVT. Samtidig tar de for seg en subjektiv vurdering av forutsetninger for deteksjons av DVT basert på bilde kvalitet. Dermed har vi inkludert artikler med henholdsvis forskjellige vinklinger og forsøkt å trekke sammen sammenlignbar data.

## **6. Konklusjon**

Lav kV teknikk og rekonstruksjonsalgoritmer påvirker bildekvaliteten for CT volumopptak av vener på ulike måter. Resultatene fra denne studien indikerer at lav-kV-teknikk med nivå 80 og 70 kVp kan forbedre CNR og redusere stråledosen gitt til pasient, samtidig vil mengden støy økes. Resultatene viser også at valg av rekonstruksjonsalgoritmer kan påvirke og redusere støy. En kombinasjon med ASIR-V og nivå 70 kVp gir økt CNR, i tillegg til reduksjon av både støy og stråledose. Slik kan lav kV teknikk kombinert med for eksempel rekonstruksjonsalgoritmen ASIR-V påvirke bildekvalitet og stråledose positivt.

## **7. Forslag til implikasjoner for praksisutøving**

I dagens praksis bruker man 120 kV. I vår studie ser vi at det finnes fordeler med lav kV teknikk på 80 og 70 kV. Vi foreslår forskning som for eksempel sammenligner 120 kV med 80 kV og 70 kV, og mener med dette at det trengs mer forskning og praktisk utprøving i fremtiden.

## 8. Referanser

- Aveyard, H. (2014). Why do a literature review in health and social care? *Doing a literature review in health and social care: A practical guide*. (3. Utgave). (s. 5-7) Open University Press.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, J., & Boone, J. M. (2011). Interaction of Radiation with Matter, Computed tomography. C. W. Mitchell (Red.), *The Essential Physics of Medical Imaging* (s. 42 og 352-354) Lippincott Williams And Wilkins.
- Chen, D., Zhou, J., Wang, P., Ge, Q., Xu, M., Qiu, W., Li, X. & Wang, X. (2018). Low-tube-voltage combined with adaptive statistical iterative reconstruction-V technique in CT venography of lower limb deep vein thrombosis. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-018-29519-y>
- Cho, E.-S., Chung, J.-J., Kim, S., Kim, J. H., Yu, J.-S., & Yoon, C.-S. (2013, februar.22). *CT Venography for Deep Vein Thrombosis Using a Low Tube Voltage (100 kVp) Setting Could Increase Venous Enhancement and Reduce the Amount of Administered Iodine*. Hentet desember .14, 2021 fra pubmed:<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/galanga.hvl.no/23482914/> . DOI: [10.3348/kjr.2013.14.2.183](https://doi.org/10.3348/kjr.2013.14.2.183)
- Dougherty, G. (2009). Imaging systems, Fundamentals of digital image processing *Digital Image Processing for Medical Applications* (s. 39 og 133-134) CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS
- Graham, D., Cloke, P., & Vosper, M. (2011). *Principles and Applications of Radiological Physics, 6th Edition*. (s. 159-161, 169-171) Churchill Livingstone
- Helsebiblioteket. (2016. 03.06). Sjekkliste. Helsebiblioteket.no. <https://www.helsebiblioteket.no/kunnskapsbasert-praksis/kritisk-vurdering/sjekkliste>
- Iyama, Y., Nakaura, T., Iyama, A., Kidoh, M., Oda, S., Tokuyasu, S. & Yamashita, Y. (2016) Usefulness of a Low Tube Voltage: Knowledge-Based Iterative Model Reconstruction Algorithm for Computed Tomography Venography DOI: 10.1097/RCT.0000000000000600
- Lindås, R., Holst, K., & Reikvam, H. (2019, oktober .8). Dyp venøs trombose. Hentet fra Helsebergen: [https://kvalitet.helsebergen.no/docs/pub/dok24601.pdf?fbclid=IwAR1H4A7zCup2-nkS9oG2531TtylsTI6MiCPPEMH\\_nHJRR1ZSVHr-CAVjZTw](https://kvalitet.helsebergen.no/docs/pub/dok24601.pdf?fbclid=IwAR1H4A7zCup2-nkS9oG2531TtylsTI6MiCPPEMH_nHJRR1ZSVHr-CAVjZTw)

- Lydersen, S. (2018). Cohens kapp – et mål på samsvar mellom observatører. Tidsskrift for Den norske legeförening. doi:10.4045/tidsskr.18.0256
- Norsk radiografförbudd (2018, 16. november). Yrkesetiske retningslinjer for radiograf. Hentet 15. januar 2022 fra norsk fagförbudd
- Park, C., Choo, K. S., Kim, J. H., Nam, K. J., Lee, J. W. & Kim, J. Y. (2019) Image quality and radiation dose in CT venography using modelbased iterative reconstruction at 80 kVp versus adaptive statistical iterative reconstruction-V at 70 kVp. DOI: [10.3348/kjr.2018.0897](https://doi.org/10.3348/kjr.2018.0897)
- Raskob, G., Angchaisuksiri, P., Blanco, A. N., Buller, H., Gallus, A., Hunt, B., Weitz, J. (2014, oktober .10). A Major Contributor to Global Disease Burden. Hentet fra ahajournals.org: <https://doi.org/10.1161/ATVBAHA.114.304488>
- Romans, L. E. (2015). Basic Principles of CT, Image Reconstruction, Radiation Dosimetry in CT, Thoracic Imaging Procedures. P. Sabatini (Red.) *Computed tomography for technologists: a comprehensive text* (s. 7, 27, 168 og 271). Lippincott Williams and Wilkins
- Sasaki, T., Fujimoto, Y., Ishitova, S., Nabaa, B., Naofumi, W., Yamaki, T. & Takahashi, K. (2018). Improved detectability of thromboses of the lower limb using low kilovoltage computed tomography. DOI: [10.1097/MD.00000000000009775](https://doi.org/10.1097/MD.00000000000009775)
- Simpson, M. R. (2021, oktober .25). Kohortstudier fra Tidsskriftet: doi: 10.4045/tidsskr.21.0511
- Statens strålevern. (2012). StrålevernInfo 11:2012 Felles nordisk uttalelse fra strålevernmyndighetene om økt bruk av CT. Retrieved from [https://dsa.no/publikasjoner/straleverninfo-11-2012-felles-nordisk-uttalelse-fra-stralevernmyndighetene-om-okt-bruk-av-ct/StrålevernInfo\\_11-2012.pdf](https://dsa.no/publikasjoner/straleverninfo-11-2012-felles-nordisk-uttalelse-fra-stralevernmyndighetene-om-okt-bruk-av-ct/StrålevernInfo_11-2012.pdf)
- Symonds, P., Mills, J. A., Duxbury, & Angela. (2019). Radiation protection. P. Symonds, C. Deehan, J. A. Mills, & C. Meredith, (Red.) *Walter and Miller's Textbook of Radiotherapy Radiation Physics, Therapy and Oncology* (s. 64). Elsevier.
- Wyller, VB (2014). Årene, *Frisk* (s. 165) Cappelen Damm Akademisk

## **9. Vedlegg**

- 1: CTV-protokoll HelseBergen
- 2: Kritisk vurdering Chen et al., (2018)
- 3: Kritisk vurdering Iyama et al., (2017)
- 4: Kritisk vurdering Park et al., (2019)
- 5: Kritisk vurdering Sasaki et al., (2018)

Kategori: Fagprosedyrer/Annet	Gyldig fra/til: 11.06.2021/11.06.2022
Organisatorisk plassering: HVRHF/Helse Bergen HF/Radiologisk avdeling	Versjon: 3.07
Godkjenner: Johnsen, Dagrunn Oddveig	Prosedyre
Dok. ansvarlig: Trond Bergesen	Dok.id: D32185

Protokoll: VA11_CT VENOGRAFI UNDEREX.		Kommentar
NCRP: CTANG angiografi av abdomen, bekken og undereks.		
<b>Indikasjon</b>	Mistanke om venetrombose der konvensjonell venografi ikke er mulig.	Evt relative kontraindikasjoner:
<b>Forberedelse</b>	GFR innenfor 14 dager Grønn pvk.	For kvinner i <a href="#">fertil alder</a> , se prosedyre. Se retningslinjer for intravenøs kontrast nederst i dokumentet.

Intravenøs kontrast	Kontrastprotokoll	Kommentarer
Jodbasert: 350mgI/ml 200ml + 30ml NaCl	Singel injeksjon 4 ml/s	Ved kun us. av abd/bekken kan man redusere kontrastmengde til 130ml

Scan informasjon			
	Teknikk		
	Siemens AS+	Siemens Flash	Toshiba Prime
Leie: rygg, beina først, armene over hodet.			
<b>Oversiktsbilde:</b>	Fra diafragma til anklene		
<b>Serie 1: 150 sek delay</b>  Fra anklene til diafragma. Skannes fra anklene og oppover.	<b>Rekonstruksjoner:</b>  Axial: 3/3 i26f safir 3 Sag: 3/3 MIP i26f safir 3 Cor: 3/3 MIP i26f safir 3  <b>Eksponeringsparametre:</b>  Care dose 4D: on Care kV: on Q-ref mAs: 100 Ref. kV: 120	<b>Rekonstruksjoner:</b>  Axial: 3/3 i26f Sag: 3/3 MIP i26f Cor: 3/3 MIP i26f  <b>Eksponeringsparametre:</b>  Care dose 4D: on Care kV: on Q-ref mAs: 100 Ref. kV: 120	<b>Rekonstruksjoner:</b>  Ax1: 3/3 CTA body FC08 aidr3d  MultiView1: Sag: 3/3 MIP CTA Body FC08 aidr3D Cor: 3/3 MIP CTA body FC08 aidr3D  Volume1: CTABody std FC08 Aidr3D  <b>Eksponeringsparametre:</b>  kV: 120, rot: 0.5 mA: sureExp 3D low dose HP: std Kollimering: 0.5x80

Interne referanser  
[02.20.3.1.1-01](#)

[Intravenøs og intraarteriell kontrastmiddelhåndtering](#)



# Sjekkliste for vurdering av en kohortstudie

## Hvordan bruke sjekklisten

Sjekklisten består av tre deler der de overordnede spørsmålene er:

- Kan du stole på resultatene?
- Hva forteller resultatene?
- Kan resultatene være til hjelp i praksis?

I hver del finner du underspørsmål og tips som hjelper deg å svare. For hvert av underspørsmålene skal du krysse av for «ja», «uklart» eller «nei». Valget «uklart» kan også omfatte «delvis».

## Om sjekklisten

Sjekklisten er laget som et pedagogisk verktøy for å lære kritisk vurdering av vitenskapelige artikler. Hvis du skal skrive en systematisk oversikt eller kritisk vurdere artikler som del av et forskningsprosjekt, anbefaler vi andre typer sjekklister.

Se [www.helsebiblioteket.no/kunnskapsbasert-praksis/kritisk-vurdering/sjekklister](http://www.helsebiblioteket.no/kunnskapsbasert-praksis/kritisk-vurdering/sjekklister)

Har du spørsmål om, eller forslag til forbedring av sjekklisten?

Send e-post til [Redaksjonen@kunnskapsbasertpraksis.no](mailto:Redaksjonen@kunnskapsbasertpraksis.no).

Inspirert av «12 questions to help you make sense of cohort study» fra CASP. Critical Appraisal Skills Programme (CASP). CASP Checklists. Oxford: CASP UK [oppdatert 2013; lest 18.10.2017]. Tilgjengelig fra: <http://www.casp-uk.net/checklists>

## (A) Kan du stole på resultatene?

1) Er formålet med studien klart formulert?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

Formålet bør være klart formulert med hensyn til

- populasjon (personene studien handler om)
- eksponering (f.eks. risikofaktorer)
- utfall
- om det klart fremgår hvorvidt studien forsøkte å finne en positiv eller negativ effekt (sammenheng)

---

2) Ble personene rekruttert til kohorten på en tilfredsstillende måte?

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Se etter seleksjonsskjevhet (eng. selection bias) som kan begrense mulighetene for å generalisere funnene:

- Var kohorten (gruppen som ble studert) representativ for en definert populasjon (f.eks. befolkningsgruppe)?
- Var det noe spesielt med personene i kohorten?

## Skal du fortsette vurderingen?

**Tips:**

Hvis du svarte NEI på et av spørsmålene over kan du kanskje like godt legge bort artikkelen og finne en annen.

### 3) Ble eksponeringen presist målt?

 JA UKLART NEI

#### Tips:

- Er det måleskjevhet?
  - Ble det brukt subjektive eller objektive målemetoder?
  - Er målemetodene pålitelige (valide)?
- Er det klassifiseringskjevhet?
  - Ble det brukt samme måte for å klassifisere personene til de ulike eksponeringsgruppene?

---

### 4) Ble utfallet presist målt?

 JA UKLART NEI

#### Tips:

- Er det måleskjevhet?
  - Ble det brukt subjektive eller objektive målemetoder?
  - Er målemetodene pålitelige (valide)?
  - Var personene i kohorten og/eller de som målte utfallet blindet med hensyn til hvem som var eksponert? Uten blinding er det større risiko for bias (systematiske feil), særlig for subjektive utfallsmål som f.eks. smerte eller tilfredshet. Kan eventuell manglende blinding påvirke resultatene i denne studien?
- Er det klassifiseringskjevhet?
  - Er det etablert et godt system for å fange opp alle utfall (eks. sykdomstilfeller)?
  - Ble samme målemetode brukt i alle gruppene?

---

### 5) Forvekslingsfaktorer

 JA UKLART NEI

#### a) Har forfatterne identifisert alle viktige forvekslingsfaktorer?

**Tips:** Aktuelle forvekslingsfaktorer (eng. confounding factors) kan være genetiske, miljømessige eller sosioøkonomiske. Nevn eventuelle forvekslingsfaktorer som ikke er gjort rede for i artikkelen.

**b) Har forfatterne tatt hensyn til kjente, mulige forvekslingsfaktorer i design og/eller analyse?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Se etter restriksjoner i design eller teknikker, f.eks. stratifisering, regresjons- eller sensitivitetsanalyse, som er brukt for å kontrollere, korrigere eller justere for forvekslingsfaktorer.

---

**6) Oppfølging**

**a) Ble mange nok av personene i kohorten fulgt opp?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Var det få som falt fra?
- Var frafallet likt fordelt i de ulike gruppene?
- Skiller de som falt fra seg fra de som ble fulgt opp og analysert i studien?

**b) Ble personene fulgt opp lenge nok?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Det må ha gått lang nok tid for eventuelle positive og negative utfall til å oppstå

---

**Basert på svarene dine på punkt 1 – 6 over, mener du at resultatene fra denne studien er til å stole på?**

JA

UKLART

NEI

## (B) Hva er resultatene?

### 7) Hva er resultatene i denne studien?

**Tips:**

- Hva er hovedresultatet?
- Hvor sterk er sammenhengen (eng. association) mellom eksponering og utfall (se på Risk Ratio RR)?
- Hva er den absolutte risikoreduksjonen (ARR)?

---

### 8) Hvor presise er resultatene og hvor presist er risikoestimatet?

**Tips:** Se på

- P-verdien
- Bredden av konfidensintervallet

---

### 9) Tror du på resultatene?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Store effekter er vanskelige å se bort fra
- Kan resultatene skyldes skjevhet, tilfeldige feil eller forveksling?
- Har designet og metodene i studien så mange feil at resultatene ikke er til å stole på?
- Vurder mot [Bradford Hill-kriteriene](https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford_Hill_criteria)\* (f.eks. tidsrelasjon, dose-respons, biologisk gradient, konsistens)

\*[https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford\\_Hill\\_criteria](https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford_Hill_criteria)

## (C) Kan resultatene være til hjelp i praksis?

10) Kan resultatene overføres til praksis?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Vurder om personene i studien er annerledes enn personene du møter i praksis
- Er de lokale forholdene forskjellige fra stedet der studien ble gjort?

---

11) Sammenfaller resultatene i denne studien med resultatene fra annen forskning?

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Vurder andre tilgjengelige studier som systematiske oversikter, randomiserte kontrollerte studier, kaskontrollstudier og andre kohortstudier – er det sammenfallende resultater eller sammenhenger?

---

### Viktig!

En enkelt observasjonsstudie, f.eks. kaskontrollstudie, gir sjelden tilstrekkelig kunnskap til å anbefale endringer i praksis. For spørsmål om årsak og prognose er imidlertid observasjonsstudier det beste studiedesignet.

Tilliten til resultatet fra en observasjonsstudie vil bli styrket hvis et eller flere av disse kriteriene oppfylles:

- det er en stor effekt
- alle forvekslingsfaktorer ville redusere effekt
- det er en klar dose-responsgradient

For mer informasjon, se:

Factors that can increase the quality of the evidence. I: GRADE Handbook [Internet]. GRADE Working Group. Updated October 2013. Tilgjengelig fra: <http://gdt.guidelinedevelopment.org/app/handbook/handbook.html#h.gwd531rylwaj>

# Vedlegg: Utregning av effektestimater

		Utfall JA (syk)	Utfall NEI (frisk)
Eksponert	Y	a	b
Ikke eksponert	X	c	d

## Risiko for utfall

$$Y = a/(a+b)$$

$$X = c/(c+d)$$

## Relativ risiko/Relative Risk/Risk Ratio (RR)

Relativ risiko (RR) er ratioen mellom de to risikoene. Risikoen i intervensjonsgruppen delt på risikoen i kontrollgruppen.

$$RR = Y/X$$

## Odds Ratio (OR)

Odds Ratio (OR) er sjansen (oddsen) for et utfall i eksponeringsgruppen dividert med sjansen for det samme utfallet i kontrollgruppen.

$$OR = (a/b)/(c/d)$$

## Relativ risikoreduksjon/Relative Risk Reduction (RRR)

Relativ risikoreduksjon er prosent reduksjon i risiko i intervensjonsgruppen sammenlignet med kontrollgruppen

$$RRR : 1-RR = 1-Y/X \times 100 \%$$

# Sjekkliste for vurdering av en kohortstudie

## Hvordan bruke sjekklisten

Sjekklisten består av tre deler der de overordnede spørsmålene er:

- Kan du stole på resultatene?
- Hva forteller resultatene?
- Kan resultatene være til hjelp i praksis?

I hver del finner du underspørsmål og tips som hjelper deg å svare. For hvert av underspørsmålene skal du krysse av for «ja», «uklart» eller «nei». Valget «uklart» kan også omfatte «delvis».

## Om sjekklisten

Sjekklisten er laget som et pedagogisk verktøy for å lære kritisk vurdering av vitenskapelige artikler. Hvis du skal skrive en systematisk oversikt eller kritisk vurdere artikler som del av et forskningsprosjekt, anbefaler vi andre typer sjekklister.

Se [www.helsebiblioteket.no/kunnskapsbasert-praksis/kritisk-vurdering/sjekklister](http://www.helsebiblioteket.no/kunnskapsbasert-praksis/kritisk-vurdering/sjekklister)

Har du spørsmål om, eller forslag til forbedring av sjekklisten?

Send e-post til [Redaksjonen@kunnskapsbasertpraksis.no](mailto:Redaksjonen@kunnskapsbasertpraksis.no).

Inspirert av «12 questions to help you make sense of cohort study» fra CASP. Critical Appraisal Skills Programme (CASP). CASP Checklists. Oxford: CASP UK [oppdatert 2013; lest 18.10.2017]. Tilgjengelig fra: <http://www.casp-uk.net/checklists>



## (A) Kan du stole på resultatene?

1) Er formålet med studien klart formulert?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

Formålet bør være klart formulert med hensyn til

- populasjon (personene studien handler om)
- eksponering (f.eks. risikofaktorer)
- utfall
- om det klart fremgår hvorvidt studien forsøkte å finne en positiv eller negativ effekt (sammenheng)

---

2) Ble personene rekruttert til kohorten på en tilfredsstillende måte?

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Se etter seleksjonsskjevhet (eng. selection bias) som kan begrense mulighetene for å generalisere funnene:

- Var kohorten (gruppen som ble studert) representativ for en definert populasjon (f.eks. befolkningsgruppe)?
- Var det noe spesielt med personene i kohorten?

## Skal du fortsette vurderingen?

**Tips:**

Hvis du svarte NEI på et av spørsmålene over kan du kanskje like godt legge bort artikkelen og finne en annen.

### 3) Ble eksponeringen presist målt?

 JA UKLART NEI

#### Tips:

- Er det måleskjevhet?
  - Ble det brukt subjektive eller objektive målemetoder?
  - Er målemetodene pålitelige (valide)?
- Er det klassifiseringskjevhet?
  - Ble det brukt samme måte for å klassifisere personene til de ulike eksponeringsgruppene?

---

### 4) Ble utfallet presist målt?

 JA UKLART NEI

#### Tips:

- Er det måleskjevhet?
  - Ble det brukt subjektive eller objektive målemetoder?
  - Er målemetodene pålitelige (valide)?
  - Var personene i kohorten og/eller de som målte utfallet blindet med hensyn til hvem som var eksponert? Uten blinding er det større risiko for bias (systematiske feil), særlig for subjektive utfallsmål som f.eks. smerte eller tilfredshet. Kan eventuell manglende blinding påvirke resultatene i denne studien?
- Er det klassifiseringskjevhet?
  - Er det etablert et godt system for å fange opp alle utfall (eks. sykdomstilfeller)?
  - Ble samme målemetode brukt i alle gruppene?

---

### 5) Forvekslingsfaktorer

 JA UKLART NEI

#### a) Har forfatterne identifisert alle viktige forvekslingsfaktorer?

**Tips:** Aktuelle forvekslingsfaktorer (eng. confounding factors) kan være genetiske, miljømessige eller sosioøkonomiske. Nevn eventuelle forvekslingsfaktorer som ikke er gjort rede for i artikkelen.

**b) Har forfatterne tatt hensyn til kjente, mulige forvekslingsfaktorer i design og/eller analyse?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Se etter restriksjoner i design eller teknikker, f.eks. stratifisering, regresjons- eller sensitivitetsanalyse, som er brukt for å kontrollere, korrigere eller justere for forvekslingsfaktorer.

---

**6) Oppfølging**

**a) Ble mange nok av personene i kohorten fulgt opp?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Var det få som falt fra?
- Var frafallet likt fordelt i de ulike gruppene?
- Skiller de som falt fra seg fra de som ble fulgt opp og analysert i studien?

**b) Ble personene fulgt opp lenge nok?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Det må ha gått lang nok tid for eventuelle positive og negative utfall til å oppstå

---

**Basert på svarene dine på punkt 1 – 6 over, mener du at resultatene fra denne studien er til å stole på?**

JA

UKLART

NEI

## (B) Hva er resultatene?

### 7) Hva er resultatene i denne studien?

**Tips:**

- Hva er hovedresultatet?
- Hvor sterk er sammenhengen (eng. association) mellom eksponering og utfall (se på Risk Ratio RR)?
- Hva er den absolutte risikoreduksjonen (ARR)?

---

### 8) Hvor presise er resultatene og hvor presist er risikoestimatet?

**Tips:** Se på

- P-verdien
- Bredden av konfidensintervallet

---

### 9) Tror du på resultatene?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Store effekter er vanskelige å se bort fra
- Kan resultatene skyldes skjevhet, tilfeldige feil eller forveksling?
- Har designet og metodene i studien så mange feil at resultatene ikke er til å stole på?
- Vurder mot [Bradford Hill-kriteriene](https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford_Hill_criteria)\* (f.eks. tidsrelasjon, dose-respons, biologisk gradient, konsistens)

\*[https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford\\_Hill\\_criteria](https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford_Hill_criteria)

## (C) Kan resultatene være til hjelp i praksis?

10) Kan resultatene overføres til praksis?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Vurder om personene i studien er annerledes enn personene du møter i praksis
- Er de lokale forholdene forskjellige fra stedet der studien ble gjort?

---

11) Sammenfaller resultatene i denne studien med resultatene fra annen forskning?

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Vurder andre tilgjengelige studier som systematiske oversikter, randomiserte kontrollerte studier, kaskontrollstudier og andre kohortstudier – er det sammenfallende resultater eller sammenhenger?

---

### Viktig!

En enkelt observasjonsstudie, f.eks. kaskontrollstudie, gir sjelden tilstrekkelig kunnskap til å anbefale endringer i praksis. For spørsmål om årsak og prognose er imidlertid observasjonsstudier det beste studiedesignet.

Tilliten til resultatet fra en observasjonsstudie vil bli styrket hvis et eller flere av disse kriteriene oppfylles:

- det er en stor effekt
- alle forvekslingsfaktorer ville redusere effekt
- det er en klar dose-responsgradient

For mer informasjon, se:

Factors that can increase the quality of the evidence. I: GRADE Handbook [Internet]. GRADE Working Group. Updated October 2013. Tilgjengelig fra: <http://gdt.guidelinedevelopment.org/app/handbook/handbook.html#h.gwd531rylwaj>

# Vedlegg: Utregning av effektestimater

		Utfall JA (syk)	Utfall NEI (frisk)
Eksponert	Y	a	b
Ikke eksponert	X	c	d

## Risiko for utfall

$$Y = a/(a+b)$$

$$X = c/(c+d)$$

## Relativ risiko/Relative Risk/Risk Ratio (RR)

Relativ risiko (RR) er ratioen mellom de to risikoene. Risikoen i intervensjonsgruppen delt på risikoen i kontrollgruppen.

$$RR = Y/X$$

## Odds Ratio (OR)

Odds Ratio (OR) er sjansen (oddsen) for et utfall i eksponeringsgruppen dividert med sjansen for det samme utfallet i kontrollgruppen.

$$OR = (a/b)/(c/d)$$

## Relativ risikoreduksjon/Relative Risk Reduction (RRR)

Relativ risikoreduksjon er prosent reduksjon i risiko i intervensjonsgruppen sammenlignet med kontrollgruppen

$$RRR : 1-RR = 1-Y/X \times 100 \%$$

# Sjekkliste for vurdering av en kohortstudie

## Hvordan bruke sjekklisten

Sjekklisten består av tre deler der de overordnede spørsmålene er:

- Kan du stole på resultatene?
- Hva forteller resultatene?
- Kan resultatene være til hjelp i praksis?

I hver del finner du underspørsmål og tips som hjelper deg å svare. For hvert av underspørsmålene skal du krysse av for «ja», «uklart» eller «nei». Valget «uklart» kan også omfatte «delvis».

## Om sjekklisten

Sjekklisten er laget som et pedagogisk verktøy for å lære kritisk vurdering av vitenskapelige artikler. Hvis du skal skrive en systematisk oversikt eller kritisk vurdere artikler som del av et forskningsprosjekt, anbefaler vi andre typer sjekklister.

Se [www.helsebiblioteket.no/kunnskapsbasert-praksis/kritisk-vurdering/sjekklister](http://www.helsebiblioteket.no/kunnskapsbasert-praksis/kritisk-vurdering/sjekklister)

Har du spørsmål om, eller forslag til forbedring av sjekklisten?

Send e-post til [Redaksjonen@kunnskapsbasertpraksis.no](mailto:Redaksjonen@kunnskapsbasertpraksis.no).

Inspirert av «12 questions to help you make sense of cohort study» fra CASP. Critical Appraisal Skills Programme (CASP). CASP Checklists. Oxford: CASP UK [oppdatert 2013; lest 18.10.2017]. Tilgjengelig fra: <http://www.casp-uk.net/checklists>

## (A) Kan du stole på resultatene?

1) Er formålet med studien klart formulert?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

Formålet bør være klart formulert med hensyn til

- populasjon (personene studien handler om)
- eksponering (f.eks. risikofaktorer)
- utfall
- om det klart fremgår hvorvidt studien forsøkte å finne en positiv eller negativ effekt (sammenheng)

---

2) Ble personene rekruttert til kohorten på en tilfredsstillende måte?

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Se etter seleksjonsskjevhet (eng. selection bias) som kan begrense mulighetene for å generalisere funnene:

- Var kohorten (gruppen som ble studert) representativ for en definert populasjon (f.eks. befolkningsgruppe)?
- Var det noe spesielt med personene i kohorten?

## Skal du fortsette vurderingen?

**Tips:**

Hvis du svarte NEI på et av spørsmålene over kan du kanskje like godt legge bort artikkelen og finne en annen.



### 3) Ble eksponeringen presist målt?

 JA UKLART NEI

#### Tips:

- Er det måleskjevhet?
  - Ble det brukt subjektive eller objektive målemetoder?
  - Er målemetodene pålitelige (valide)?
- Er det klassifiseringskjevhet?
  - Ble det brukt samme måte for å klassifisere personene til de ulike eksponeringsgruppene?

---

### 4) Ble utfallet presist målt?

 JA UKLART NEI

#### Tips:

- Er det måleskjevhet?
  - Ble det brukt subjektive eller objektive målemetoder?
  - Er målemetodene pålitelige (valide)?
  - Var personene i kohorten og/eller de som målte utfallet blindet med hensyn til hvem som var eksponert? Uten blinding er det større risiko for bias (systematiske feil), særlig for subjektive utfallsmål som f.eks. smerte eller tilfredshet. Kan eventuell manglende blinding påvirke resultatene i denne studien?
- Er det klassifiseringskjevhet?
  - Er det etablert et godt system for å fange opp alle utfall (eks. sykdomstilfeller)?
  - Ble samme målemetode brukt i alle gruppene?

---

### 5) Forvekslingsfaktorer

 JA UKLART NEI

#### a) Har forfatterne identifisert alle viktige forvekslingsfaktorer?

**Tips:** Aktuelle forvekslingsfaktorer (eng. confounding factors) kan være genetiske, miljømessige eller sosioøkonomiske. Nevn eventuelle forvekslingsfaktorer som ikke er gjort rede for i artikkelen.

**b) Har forfatterne tatt hensyn til kjente, mulige forvekslingsfaktorer i design og/eller analyse?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Se etter restriksjoner i design eller teknikker, f.eks. stratifisering, regresjons- eller sensitivitetsanalyse, som er brukt for å kontrollere, korrigere eller justere for forvekslingsfaktorer.

---

**6) Oppfølging**

**a) Ble mange nok av personene i kohorten fulgt opp?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Var det få som falt fra?
- Var frafallet likt fordelt i de ulike gruppene?
- Skiller de som falt fra seg fra de som ble fulgt opp og analysert i studien?

**b) Ble personene fulgt opp lenge nok?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Det må ha gått lang nok tid for eventuelle positive og negative utfall til å oppstå

---

**Basert på svarene dine på punkt 1 – 6 over, mener du at resultatene fra denne studien er til å stole på?**

JA

UKLART

NEI

## (B) Hva er resultatene?

### 7) Hva er resultatene i denne studien?

**Tips:**

- Hva er hovedresultatet?
- Hvor sterk er sammenhengen (eng. association) mellom eksponering og utfall (se på Risk Ratio RR)?
- Hva er den absolutte risikoreduksjonen (ARR)?

---

### 8) Hvor presise er resultatene og hvor presist er risikoestimatet?

**Tips:** Se på

- P-verdien
- Bredden av konfidensintervallet

---

### 9) Tror du på resultatene?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Store effekter er vanskelige å se bort fra
- Kan resultatene skyldes skjevhet, tilfeldige feil eller forveksling?
- Har designet og metodene i studien så mange feil at resultatene ikke er til å stole på?
- Vurder mot [Bradford Hill-kriteriene](https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford_Hill_criteria)\* (f.eks. tidsrelasjon, dose-respons, biologisk gradient, konsistens)

\*[https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford\\_Hill\\_criteria](https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford_Hill_criteria)

## (C) Kan resultatene være til hjelp i praksis?

10) Kan resultatene overføres til praksis?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Vurder om personene i studien er annerledes enn personene du møter i praksis
- Er de lokale forholdene forskjellige fra stedet der studien ble gjort?

---

11) Sammenfaller resultatene i denne studien med resultatene fra annen forskning?

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Vurder andre tilgjengelige studier som systematiske oversikter, randomiserte kontrollerte studier, kaskontrollstudier og andre kohortstudier – er det sammenfallende resultater eller sammenhenger?

---

### Viktig!

En enkelt observasjonsstudie, f.eks. kaskontrollstudie, gir sjelden tilstrekkelig kunnskap til å anbefale endringer i praksis. For spørsmål om årsak og prognose er imidlertid observasjonsstudier det beste studiedesignet.

Tilliten til resultatet fra en observasjonsstudie vil bli styrket hvis et eller flere av disse kriteriene oppfylles:

- det er en stor effekt
- alle forvekslingsfaktorer ville redusere effekt
- det er en klar dose-responsgradient

For mer informasjon, se:

Factors that can increase the quality of the evidence. I: GRADE Handbook [Internet]. GRADE Working Group. Updated October 2013. Tilgjengelig fra: <http://gdt.guidelinedevelopment.org/app/handbook/handbook.html#h.gwd531rylwaj>

# Vedlegg: Utregning av effektestimater

		Utfall JA (syk)	Utfall NEI (frisk)
Eksponert	Y	a	b
Ikke eksponert	X	c	d

## Risiko for utfall

$$Y = a/(a+b)$$

$$X = c/(c+d)$$

## Relativ risiko/Relative Risk/Risk Ratio (RR)

Relativ risiko (RR) er ratioen mellom de to risikoene. Risikoen i intervensjonsgruppen delt på risikoen i kontrollgruppen.

$$RR = Y/X$$

## Odds Ratio (OR)

Odds Ratio (OR) er sjansen (oddsen) for et utfall i eksponeringsgruppen dividert med sjansen for det samme utfallet i kontrollgruppen.

$$OR = (a/b)/(c/d)$$

## Relativ risikoreduksjon/Relative Risk Reduction (RRR)

Relativ risikoreduksjon er prosent reduksjon i risiko i intervensjonsgruppen sammenlignet med kontrollgruppen

$$RRR : 1-RR = 1-Y/X \times 100 \%$$

# Sjekkliste for vurdering av en kohortstudie

## Hvordan bruke sjekklisten

Sjekklisten består av tre deler der de overordnede spørsmålene er:

- Kan du stole på resultatene?
- Hva forteller resultatene?
- Kan resultatene være til hjelp i praksis?

I hver del finner du underspørsmål og tips som hjelper deg å svare. For hvert av underspørsmålene skal du krysse av for «ja», «uklart» eller «nei». Valget «uklart» kan også omfatte «delvis».

## Om sjekklisten

Sjekklisten er laget som et pedagogisk verktøy for å lære kritisk vurdering av vitenskapelige artikler. Hvis du skal skrive en systematisk oversikt eller kritisk vurdere artikler som del av et forskningsprosjekt, anbefaler vi andre typer sjekklister.

Se [www.helsebiblioteket.no/kunnskapsbasert-praksis/kritisk-vurdering/sjekklister](http://www.helsebiblioteket.no/kunnskapsbasert-praksis/kritisk-vurdering/sjekklister)

Har du spørsmål om, eller forslag til forbedring av sjekklisten?

Send e-post til [Redaksjonen@kunnskapsbasertpraksis.no](mailto:Redaksjonen@kunnskapsbasertpraksis.no).

Inspirert av «12 questions to help you make sense of cohort study» fra CASP. Critical Appraisal Skills Programme (CASP). CASP Checklists. Oxford: CASP UK [oppdatert 2013; lest 18.10.2017]. Tilgjengelig fra: <http://www.casp-uk.net/checklists>

## (A) Kan du stole på resultatene?

1) Er formålet med studien klart formulert?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

Formålet bør være klart formulert med hensyn til

- populasjon (personene studien handler om)
- eksponering (f.eks. risikofaktorer)
- utfall
- om det klart fremgår hvorvidt studien forsøkte å finne en positiv eller negativ effekt (sammenheng)

---

2) Ble personene rekruttert til kohorten på en tilfredsstillende måte?

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Se etter seleksjonsskjevhet (eng. selection bias) som kan begrense mulighetene for å generalisere funnene:

- Var kohorten (gruppen som ble studert) representativ for en definert populasjon (f.eks. befolkningsgruppe)?
- Var det noe spesielt med personene i kohorten?

## Skal du fortsette vurderingen?

**Tips:**

Hvis du svarte NEI på et av spørsmålene over kan du kanskje like godt legge bort artikkelen og finne en annen.

### 3) Ble eksponeringen presist målt?

 JA UKLART NEI

#### Tips:

- Er det måleskjevhet?
  - Ble det brukt subjektive eller objektive målemetoder?
  - Er målemetodene pålitelige (valide)?
- Er det klassifiseringskjevhet?
  - Ble det brukt samme måte for å klassifisere personene til de ulike eksponeringsgruppene?

---

### 4) Ble utfallet presist målt?

 JA UKLART NEI

#### Tips:

- Er det måleskjevhet?
  - Ble det brukt subjektive eller objektive målemetoder?
  - Er målemetodene pålitelige (valide)?
  - Var personene i kohorten og/eller de som målte utfallet blindet med hensyn til hvem som var eksponert? Uten blinding er det større risiko for bias (systematiske feil), særlig for subjektive utfallsmål som f.eks. smerte eller tilfredshet. Kan eventuell manglende blinding påvirke resultatene i denne studien?
- Er det klassifiseringskjevhet?
  - Er det etablert et godt system for å fange opp alle utfall (eks. sykdomstilfeller)?
  - Ble samme målemetode brukt i alle gruppene?

---

### 5) Forvekslingsfaktorer

 JA UKLART NEI

#### a) Har forfatterne identifisert alle viktige forvekslingsfaktorer?

**Tips:** Aktuelle forvekslingsfaktorer (eng. confounding factors) kan være genetiske, miljømessige eller sosioøkonomiske. Nevn eventuelle forvekslingsfaktorer som ikke er gjort rede for i artikkelen.



**b) Har forfatterne tatt hensyn til kjente, mulige forvekslingsfaktorer i design og/eller analyse?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Se etter restriksjoner i design eller teknikker, f.eks. stratifisering, regresjons- eller sensitivitetsanalyse, som er brukt for å kontrollere, korrigere eller justere for forvekslingsfaktorer.

---

**6) Oppfølging**

**a) Ble mange nok av personene i kohorten fulgt opp?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Var det få som falt fra?
- Var frafallet likt fordelt i de ulike gruppene?
- Skiller de som falt fra seg fra de som ble fulgt opp og analysert i studien?

**b) Ble personene fulgt opp lenge nok?**

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Det må ha gått lang nok tid for eventuelle positive og negative utfall til å oppstå

---

**Basert på svarene dine på punkt 1 – 6 over, mener du at resultatene fra denne studien er til å stole på?**

JA

UKLART

NEI

## (B) Hva er resultatene?

### 7) Hva er resultatene i denne studien?

**Tips:**

- Hva er hovedresultatet?
- Hvor sterk er sammenhengen (eng. association) mellom eksponering og utfall (se på Risk Ratio RR)?
- Hva er den absolutte risikoreduksjonen (ARR)?

---

### 8) Hvor presise er resultatene og hvor presist er risikoestimatet?

**Tips:** Se på

- P-verdien
- Bredden av konfidensintervallet

---

### 9) Tror du på resultatene?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Store effekter er vanskelige å se bort fra
- Kan resultatene skyldes skjevhet, tilfeldige feil eller forveksling?
- Har designet og metodene i studien så mange feil at resultatene ikke er til å stole på?
- Vurder mot [Bradford Hill-kriteriene](https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford_Hill_criteria)\* (f.eks. tidsrelasjon, dose-respons, biologisk gradient, konsistens)

\*[https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford\\_Hill\\_criteria](https://en.wikipedia.org/wiki/Bradford_Hill_criteria)

## (C) Kan resultatene være til hjelp i praksis?

10) Kan resultatene overføres til praksis?

JA

UKLART

NEI

**Tips:**

- Vurder om personene i studien er annerledes enn personene du møter i praksis
- Er de lokale forholdene forskjellige fra stedet der studien ble gjort?

---

11) Sammenfaller resultatene i denne studien med resultatene fra annen forskning?

JA

UKLART

NEI

**Tips:** Vurder andre tilgjengelige studier som systematiske oversikter, randomiserte kontrollerte studier, kaskontrollstudier og andre kohortstudier – er det sammenfallende resultater eller sammenhenger?

---

### Viktig!

En enkelt observasjonsstudie, f.eks. kaskontrollstudie, gir sjelden tilstrekkelig kunnskap til å anbefale endringer i praksis. For spørsmål om årsak og prognose er imidlertid observasjonsstudier det beste studiedesignet.

Tilliten til resultatet fra en observasjonsstudie vil bli styrket hvis et eller flere av disse kriteriene oppfylles:

- det er en stor effekt
- alle forvekslingsfaktorer ville redusere effekt
- det er en klar dose-responsgradient

For mer informasjon, se:

Factors that can increase the quality of the evidence. I: GRADE Handbook [Internet]. GRADE Working Group. Updated October 2013. Tilgjengelig fra: <http://gdt.guidelinedevelopment.org/app/handbook/handbook.html#h.gwd531rylwaj>

# Vedlegg: Utregning av effektestimater

		Utfall JA (syk)	Utfall NEI (frisk)
Eksponert	Y	a	b
Ikke eksponert	X	c	d

## Risiko for utfall

$$Y = a/(a+b)$$

$$X = c/(c+d)$$

## Relativ risiko/Relative Risk/Risk Ratio (RR)

Relativ risiko (RR) er ratioen mellom de to risikoene. Risikoen i intervensjonsgruppen delt på risikoen i kontrollgruppen.

$$RR = Y/X$$

## Odds Ratio (OR)

Odds Ratio (OR) er sjansen (oddsen) for et utfall i eksponeringsgruppen dividert med sjansen for det samme utfallet i kontrollgruppen.

$$OR = (a/b)/(c/d)$$

## Relativ risikoreduksjon/Relative Risk Reduction (RRR)

Relativ risikoreduksjon er prosent reduksjon i risiko i intervensjonsgruppen sammenlignet med kontrollgruppen

$$RRR : 1-RR = 1-Y/X \times 100 \%$$