



r

**SSI Rapport**

SSI report

**2004:12** ULF NYMAN, WOLFRAM LEITZ, MATTIAS KRISTIANSSON  
OCH PER-ÅKE PÅHLSTORP

*Stråldosreglering vid  
kroppsdatortomografi  
– bakgrund till dosregleringsprogrammet  
OmnimAs*



*Statens strålskyddsinstitut*  
Swedish Radiation Protection Authority

**FÖRFATTARE/ AUTHOR:** Ulf Nyman<sup>1)</sup>, Wolfram Leitz<sup>2)</sup>, Mattias Kristiansson<sup>1)</sup> och Per-Åke Pahlstorp<sup>3)</sup>

1).Trelleborg lasarett, 2).Statens Strålskyddsinstitut, Stockholm, 3).Siemens Medical Solutions, Malmö

**AVDELNING/ DEPARTMENT:** Avdelningen för personal- och patientstrålskydd / Department of Occupational and Medical Exposures

**TITEL/TITLE:** Stråldosreglering vid kroppsdatortomografi – bakgrund till dosregleringsprogrammet OmnimAs. / Adaption of the radiation dose for computed tomography of the body – back-ground for the dose adaption programme OmnimAs.

**SAMMANFATTNING:** Vid datortomografiundersökningar – i motsats till konventionella röntgenundersökningar - anpassas exponeringsparametrarna sällan till patientens kroppsstorlek. En orsak till detta kan vara att det saknas enkla metoder för detta. I denna rapport beskrivs datorprogrammet OmnimAs som räknar fram hur exponeringsparametrar bör varieras med patientens omfång (som enkelt kan mätas med ett måttband). Den första ansatsen är att beräkna de exponeringsvärden som ger samma brusnivå i bilden oavsett patientens tjocklek. En klinisk utvärdering visar dock att detta samband måste modifieras något.

I ett avsnitt beskrivs den fysikaliska bakgrunden vilken programmet bygger på. Resultat framräknade med OmnimAs visar god överensstämmelse med ett antal publicerade studier. Kliniska erfarenheter beskrivs som visar användbarheten av OmnimAs. Avslutningsvis diskuteras sambandet mellan olika parametrar och bildkvalité/dos och hur dessa samband kan användas för att optimera DT-undersökningar.

**SUMMARY:** When performing computed tomography examinations the exposure factors are hardly ever adapted to the patient's size. One reason for that might be the lack of simple methods. In this report the computer programme OmnimAs is described which is calculating how the exposure factors should be varied together with the patient's perimeter (which easily can be measured with a measuring tape). The first approximation is to calculate the exposure values giving the same noise levels in the image irrespective the patient's size. A clinical evaluation has shown that this relationship has to be modified.

One chapter is describing the physical background behind the programme. Results calculated with OmnimAs are in good agreement with a number of published studies. Clinical experiences are showing the usability of OmnimAs. Finally the correlation between several parameters and image quality/dose is discussed and how this correlation can be made use of for optimising CT-examinations.

**SSI rapport: 2004:12**

**november 2004**

**ISSN 0282-4434**

*The conclusions and viewpoints presented in the report are those of the authors and do not necessarily coincide with those of the SSI.*

Författarna svarar själva för innehållet i rapporten.



Statens strålskyddsinstitut  
Swedish Radiation Protection Authority

# Innehållsförteckning

Inledning .....	2
Fysikalisk bakgrund .....	2
Attenueringsformeln .....	3
Formelns (ekv. 6) validitet jämfört med fantomstudier .....	4
Kliniska erfarenheter .....	4
Låg-kontrast objekt på barn .....	5
Att variera rörspänningen.....	6
Några tumregler angående dos och bildkvalité .....	6
Bildkvalité .....	6
Rörladdning (mAs) .....	7
Rörsänning (kV).....	8
Snittjocklek .....	9
Pitch .....	10
Geometrisk detektoreffektivitet .....	11
80 kV, jodkontrastmedel, rörladdning och pitchfaktor .....	11
Rekonstruktionsfilter.....	11
Rekonstruktionsmatris och ”field of view” (FOV) .....	12
Dosreducerade åtgärder - sammanfattning.....	12
Kraftiga individer.....	13
Referenser .....	14
Tabeller .....	15
Figurer.....	15

## Inledning

Datortomografi (DT) utgör cirka 5% av alla röntgenundersökningar men bidrar med 30-40% av den kollektiva stråldosen [11]. Liksom vid konventionella röntgenundersökningar bör ALARA-begreppet begagnas, dvs. stråldosen skall vara "As Low as Reasonably Achievable" utan att den diagnostiska säkerheten äventyras [12]. Vid konventionella röntgenundersökningar är det självklart att exponeringen anpassas efter kroppsstorlek. En större andel av den infallande strålningen tränger igenom en tunnare patient och når bildmottagaren varför infalldosen kan sänkas utan att bildkvalitén försämras och tvärtom för kraftigare patienter. Samma princip borde också gälla för DT-undersökningar. Denna princip tycks hittills inte ha tillämpats i någon större utsträckning. Anledningen är troligen att det inte funnits enkla, praktiskt tillämpbara metoder för att välja rätt exponering samtidigt som digitala detektorer inte avslöjar över- och underexponering lika uppenbart som konventionell röntgenfilm gör. Inte förrän på senare tid har DT-utrustningar med exponeringsautomatik kommit ut på marknaden. Syftet med detta arbete har varit att ta fram en lämplig metod som enkelt kan användas för att anpassa exponeringsdata relativt kroppsstorlek. Metoden avser endast de datortomografer som saknar en exponeringsautomatik där önskad brusnivå kan uppnås oberoende av densitetsförändringar i xyz-led.

I denna skrift ges den fysikaliska och kliniska bakgrunden som ligger till grund för programmet "OmnimAs", som räknar fram exponeringsparametrar relativt patientens omfång i olika kliniska situationer. Beskrivningen av hur programmet är uppbyggt och hur det ska användas finns i en separat instruktion, som också är inlagd i själva programmet.

## Fysikalisk bakgrund

En första approximation i anpassningen av exponeringen till patientens kroppsstorlek är att se till att bilden har samma brusnivå oavsett kroppsstorlek. Samma brusnivå betyder samma absorberad dos till bildmottagaren, dvs. utgångsdosen efter att strålningen har passerat patienten. Expositionen till patienten måste då matcha attenueringen i patienten. Ett praktiskt hjälpmedel är då användningen av den så kallade halvvärdestjockleken (HVT). Med detta avser man tjockleken av ett visst material som attenuerar strålningen så att den absorberade dosen till bildmottagaren blir hälften av infalldosen. Konceptet med HVT kan användas både i det primära strålfältet och för den strålning som har passerat ett objekt, t.ex. patienten.

HVT för ett visst material är konstant oavsett objektets tjocklek förutsatt att man använder sig av monoenergetisk eller monokromatisk strålning (strålning där alla fotoner har samma energi) och att materialet är homogent. Den strålning, som våra röntgenrör producerar, är som bekant polykromatisk och kroppen består av vävnader med olika densitet och är därför inhomogen. Det betyder bl.a. att ju tjockare det bestrålade objektet är desto mer strålning med lägre energier absorberas och strålningen som till slut passerar objektet har allt högre medelenergi ("beam hardening"). Det får till följd att det krävs tjockare och tjockare skikt av objektet för att halvera dosen. Medelvärdet av HVT i en patient ökar alltså med stigande patientstorlek.

Med den "hårda" strålkvalité som används vid DT (hög rörspänning och relativt kraftig strålfiltrering, ofta minst 8-9 mm aluminium-ekvivalens) kan emellertid HVT för alla praktiska ändamål betraktas som konstant oavsett objekt tjocklek och är approximativt 4 cm [8]. Det betyder att när patientens diameter ändras  $\pm 4$  cm så kommer intensiteten av

strålningen som når detektorerna i princip fördubblas respektive halveras. Vid analys av publicerade fantomstudier finner man att HVT-värdet för simulering av DT buk skiljer endast 0,1-0,2 cm för objekt som varierar mellan 10 och 40 cm i diameter [1,3,4,6]. Vi kan därför använda den basala formeln som beskriver attenuering av monokromatisk strålning [2] i ett homogent material för att reglera doserna av polykromatisk strålning vid DT efter den inhomogena patientens diameter eller omkrets.

### **Halvvärdestjocklek (HVT)**

- Betecknar tjockleken av ett material som attenuerar hälften av fotonerna
- Vid datortomografi är HVT grovt sett 4 cm
- För konstant brusnivå (med alla andra scan-parametrar oförändrade) måste således rörladdningen (mAs) dubblas eller halveras när patientens diameter ändras  $\pm 4$  cm

## **Attenueringsformeln**

*Anm: Eftersom strålningen vid DT i praktiken är monoenergetisk efter att passerat patienten kan dosintensiteten ersättas med antalet fotoner. Annars skulle man behöva integrera över fotonerna med olika energier och olika attenueringskoefficienter.*

$$N_{\text{det}} = N_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

$N_{\text{det}}$  = antalet fotoner som når detektorn.

$N_0$  = antalet infallande fotoner till objektet.

$e$  = basen till naturliga logaritmen ( $\approx 2,718$ ).

$\mu$  = linjära attenueringskoefficienten per cm.

$x$  = tjocklek av det absorberande materialet i cm.

För att erhålla en konstant brusnivå skall antalet fotoner som når detektorn ( $N_{\text{det}}$ ) vara konstant genom att reglera antalet infallande fotoner ( $N_{1,2,\text{etc.}}$ ) i relation till objektets tjocklek = diameter ( $d_{1,2,\text{etc.}}$ ). För två olika tjocklekar  $d_1$  och  $d_2$  får man då  $N_{\text{det}} = N_1 e^{-\mu d_1}$  och  $N_{\text{det}} = N_2 e^{-\mu d_2}$ ; således  $N_2 e^{-\mu d_2} = N_1 e^{-\mu d_1}$  och slutligen:

$$N_2 = N_1 e^{\mu(d_2 - d_1)} \quad (2)$$

Eftersom sambandet mellan antalet emitterade fotoner från ett röntgenrör och rörladdningen (rörström  $\times$  rotationstid) är linjärt så byter vi ut  $N$  i ekvation (2) till rörladdning  $Q$  (mäts i milliamperesekund; mAs). Den rörladdning som krävs för en acceptabel diagnostisk nivå definieras för en referenspatient med en viss diameter, här benämnd som nominell rörladdning  $Q_n$  and diameter  $d_n$ . Då erhålles följande ekvation för beräkning av den rörladdning  $Q_x$  som krävs för en individ ( $x$ ) med diametern  $d_x$  för att erhålla samma brusnivå i bilden:

$$Q_x = Q_n e^{\mu(d_x - d_n)} \quad (3)$$

Istället för diameter kan patientens största omkrets ( $\emptyset$ ) enkelt mätas med ett måttband i det område som skall undersökas, vilket resulterar i följande ekvation då omkretsen beräknas enligt formeln  $\emptyset = 2\pi r$  ( $r$  = radie) =  $d \cdot \pi$ :

$$Q_x = Q_n e^{\mu(\emptyset_x - \emptyset_n)/\pi} \quad (4)$$

Ett uttryck för den linjära attenueringskoefficienten “ $\mu$ ” kan erhållas genom att ersätta “ $x$ ” i originalformeln (1) med halvvärdestjockleken (HVT), dvs. den tjocklek som skall reducera antalet fotoner till hälften:  $N_0/2=N_0e^{-\mu HVT}$  eller  $0,5=e^{-\mu HVT}$ . Vidare gäller  $0,5=e^{-\ln 2}$ , alltså  $\mu HVT=\ln 2=0,693$  eller:

$$\mu=0,693/HVT \quad (5)$$

Kombination av ekvationerna (4) och (5) resulterar i den slutliga ekvationen:

$$Q_x=Q_n e^{(0,693/HVT)*(\varnothing_x-\varnothing_n)/\pi} \quad (6)$$

Utgående från rörladdningen som används för normalpatienten kan man alltså med hjälp av ekv. (6) beräkna rörladdningen för den aktuella patienten.

- I ett Microsoft Excelark skrivs formeln  $Q_x=Q_n*EXP((0,693/HVT)*(\varnothing_x-\varnothing_n)/PI())$ .
- $Q_n$  är rörladdningen (mAs-talet) för en referenspatient för aktuell indikation.
- HVT-värdet i formeln bestämmer den förändringen av patients tjocklek/diameter i cm som resulterar i en dubbling eller halvering av rörladdningen (mAs).
- Istället för diameter mäts patientens omkrets ( $\varnothing_x$ ) och från detta värde subtraheras en definierad referenspatients omkrets ( $\varnothing_n$ ). Genom att dividera med PI ( $\pi \approx 3,14$ ) får man fram förändringen i tjocklek/diameter jämfört med referenspatienten.
- Formeln ger rörladdningen  $Q_x$  (mAs-talet) för den aktuella patienten.

## Formelns (ekv. 6) validitet jämfört med fantomstudier

Formelns validitet har jämförts med studier på fantomer där man räknat fram vilka rörladdningar/-faktorer som krävs relativt fantomtjocklek för att i princip erhålla en konstant uppmätt brusnivå vid abdominell DT [1,3,4,6,10]. Vid jämförelsen har vi använt samma parametrar avseende rörladdning/-faktor och omkrets för referensobjektet som i de enskilda studierna. Fantomen har i de olika studierna varierat mellan 10 och 47 cm i diameter. HVT-värdet har sedan varierats tills den bästa överrensstämelsen uppnåddes mellan publicerade värden för rörladdning och de som erhöles med ekv. (6). Det så erhållna HVT-värdet varierade mellan 3,2-3,8 cm, vilket delvis var beroende av typ av datortomograf och använd rörspänning; 80, 100, 120 eller 140 kV. De rörladdningar som räknats fram med formeln skiljde sig högst  $\pm 13\%$  från värdena i fantomstudierna. För alla praktiska ändamål är denna skillnad helt acceptabel. De funna HVT-värdena stämmer också väl med det tidigare nämnda approximativa HVT-värdet för vävnad på 4 cm (motsvarar en förändring i omkrets på  $13 \text{ cm} = 4*\pi$ ). Den kliniska erfarenheten tycks däremot vara att man bör använda större HVT-värden.

## Kliniska erfarenheter

Wilting och medarbetare [14] uppmätte en konstant brusnivå i levern vid ett HVT-värde motsvarande 3,7 cm, dvs. den diameterförändring som krävdes för att fördubbla eller halvera mAs-talet. Den subjektiva upplevelsen av brusnivån och andra bildkvalitetsparametrar (definition av små strukturer och diagnostisk konfidens) försämrades dock med

minskande patientdiameter. En förklaring till att den subjektiva brustoleransen ökar vid ökande patientdiameter kan möjligen vara större mängd fett som förbättrar den naturliga kontrasten mellan vävnader.

Greess och medarbetare [3] fann också att en ideal anpassning av rörladdningen för konstant uppmätt brusnivå ger för hög brusupplevelse hos barn. Dessutom kommer de rörladdningar som krävs för tjocka patienter att ge höga doser och i många fall överskrida rörströmskapaciteten för dagens röntgenrör. Dom hävdar därför att rörladdningen inte skall vara proportionell mot objektattenueringen utan rekommenderade istället en ”klinisk anpassning” motsvarande ett HVT-värde på cirka 9 cm vid buk-DT. Nagel [8] rekommenderar också en liknande anpassning av rörladdningen, en faktor 2 för  $\pm 8$  cm:s förändring i patientdiameter. Detta leder till högre doser till tunnare patienter och lägre till tjockare relativt referenspatienten. Den högre dosen till tunna patienter kan också kompensera för det ökade bruset som sker då ”field of view” (FOV) reduceras efter patientens storleksminskning.

I en preliminär patientstudie mätte vi brus som standarddeviation av medeltätheten i Hounsfield Units (HU) i en ”region of interest” (ROI) i levern. Vi använde samma nominella data som Greess och medarbetare (120 kV, 130 mAs vid 94 cm:s omkrets, 5 mm rekonstruerad snittjocklek, pitch-faktor 1 och en B30f kernel) med en Siemens Somatom Sensation 16 [3]. Ett HVT-värde på 9 cm lades in i formeln och de brusnivåer som uppmättes jämfördes med de som Greess och medarbetare fann med en ”klinisk rörladdningsanpassning” vid exponering av vattenfantom med olika storlek. Vi fann då samma medelbrusnivå (13 HU) i levern som dom funnit i ett vattenfantom med samma storlek som vår referenspatient. Brusnivåns variation i relation till patienternas respektive vattenfantomens omkrets var också densamma.

McCullough och medarbetare [7] fann en konstant subjektiv brusnivå vid ett HVT-värde på 10 cm för DT av buk/bäcken på patienter, som varierade i diameter mellan 14-50 cm. För thoraxundersökningar rekommenderades ett HVT på 13 cm. Winkler [15] rekommenderade att rörladdningen skulle dubblas eller halveras för var 8:e-9:e cm:s förändring i diameter vid DT buk/bäcken och var 12:e-13:e cm i thorax. De högre HVT-värdena för thorax förklaras av att densiteten och därmed attenueringen i thorax, som till stor del består av luft, är betydligt lägre jämfört med den approximativa vattendensiteten i buken; ju lägre densitet desto större HVT för att attenuera dosen till hälften. Av detta följer också att rörladdningen för referenspatienten generellt sätt bör vara betydligt lägre vid DT thorax jämfört med DT buk.

Med ett HVT på 9 cm vid DT buk/bäcken kommer rörladdningen att skilja med ca. en faktor 10 mellan en individ med 10 cm i diameter och en med 40 cm (omkrets 30-125 cm). Vid DT thorax på samma individer och ett HVT på 13 cm skiljer rörladdningen med ca. en faktor 5.

## Låg-kontrast objekt på barn

Verdun och medarbetare [13] föreslog en strategi för en rimlig kompromiss mellan brus och dos relativt barns storlek för att kunna upptäcka låg-kontrastobjekt (kontrast 10 HU) med  $\leq 1$  cm storlek. Då vi jämförde formeln med deras rekommenderade mAs-värden vid 120 kV och olika fantomdiametrar (14-24 cm; 44-75 cm omkrets), som skulle motsvara barn mellan 2,5-50 kg, så var överensstämmelsen bäst vid ett HVT-värde på cirka 6 cm ( $\leq 10\%$  avvikelse mellan mAs-värdena).

### ***Halvårdestjocklek***

- Det ideala HVT-värdet för konstant brusnivå vid abdominell DT kan variera mellan 3,2-3,8 cm, beroende av typ av datortomograf och använd rörspänning (80-140 kV).
- För kliniskt bruk rekommenderas att rörladdningen (mAs) dubblas eller halveras vid  $\pm 8-10$  cm förändring i patientdiameter vid DT buk och vid  $\pm 12-13$  cm vid DT thorax.
- För barn kan ett lämpligt HVT-värde var 6 cm för diagnostik av låg-kontrast objekt i buken.

## Att variera rörspänningen

Ibland finns behov att använda en annan rörspänning än den rutinmässiga på 120 kV (se tumregler). Vid sådana byten vill man veta hur man skall anpassa rörladdningen för att uppnå samma strålintensitet till detektorerna och därmed en likartad brusnivå. Baserat på Tabell 1 (Fig 1) har följande regressionsekvationer och korrelationskoefficienter (r) för denna anpassning av rörladdningen Q tagits fram:

$$80 \text{ kV: } Q_{80 \text{ kV}} = 2.9591 * Q_{120 \text{ kV}}^{1.1044} \quad (r=0.9994)$$

$$100 \text{ kV: } Q_{100 \text{ kV}} = 1.7156 * Q_{120 \text{ kV}}^{1.0431} \quad (r=0.9999)$$

$$140 \text{ kV: } Q_{140 \text{ kV}} = 0.7073 * Q_{120 \text{ kV}}^{0.9727} \quad (r=0.9999)$$

En enklare analys av rörladdnings-relationerna i Tabell 1 och det faktum att strålintensiteten till DT-detektorerna grovt är en funktion av kvoten mellan två rörspänningar (kV) upphöjt till 3,5 [8] ger följande approximativa omvandlingsfaktorer för de rörladdningar som är praktiskt möjliga att få ut av dagens röntgenrör i datortomografer.

$$80 \text{ kV: } Q_{80 \text{ kV}} = 4 * Q_{120 \text{ kV}}$$

$$100 \text{ kV: } Q_{100 \text{ kV}} = 2 * Q_{120 \text{ kV}}$$

$$140 \text{ kV: } Q_{140 \text{ kV}} = 0,6 * Q_{120 \text{ kV}}$$

- Vid en ändring av rörspänningen från den vanligen använda 120 kV till 80, 100 eller 140 kV måste den inställda rörladdningen (mAs) vid 120 kV multipliceras med en faktor 4, 2 respektive 0,6 för konstant brusnivå.

## Några tumregler angående dos och bildkvalité

### Bildkvalité

Bildkvalitén vid datortomografi kan beskrivas i termer av *brus* (kvant-, elektroniskt, rekonstruktions-, anatomiskt och artefaktbrus), *bildkontrast* och *spatiell upplösning*.



*Kvantbruset* är den komponent av bruset som är direkt relaterad till dosen, vilken är beroende av inställd rörladdning och rörspänning relativt kroppstorlek och densitet i den aktuella kroppsdel. Kvantbruset är omvänt proportionellt mot kvadratroten ur dosen till detektorerna. Brusnivån påverkas också av snittjockleken, den minskar med ökad snittjocklek (vid oförändrad rörladdning) eftersom fler fotoner per voxel kommer att bidra till bildinformationen. Olika rekonstruktionsfilter påverkar också bruset. En minskning av brusnivån måste då betalas med t.ex. försämrad spatial upplösning. Bruset anges ofta som en standarddeviation (SD) av medelvärdet av DT-värden (Hounsfieldenheter HU) i ett område, dvs. fluktuationen av värdena hos 68% av alla pixlar uppmätt i en ”region of interest” (ROI).

*Bildkontrasten* beror av täthetsskillnader mellan olika objekt, vald rörspänning och eventuellt tillfört kontrastmedel. Liksom vid all annan röntgenteknik resulterar också ökande rörspänning vid DT i en sänkt bildkontrast. Vid en ökning från 80 till 140 kV minskar kontrasten relativt vatten med 12% för muskel, 21% för fett och 50% för jod [4].

*Spatiell upplösning* bestäms i hög grad av snittjocklek samt av fokusstorlek. Upplösningen i x-y planet är ca. 0,7 linjepar/mm jfr med 5-10 för konventionell röntgen och 15-20 för mammografi. Den är väsentligen oberoende av valda exponeringsparametrar men kan förbättras genom att reducera ”field of view” (FOV). Upplösningen i z-led är ca. 0,1 linjepar/mm för ett 5 mm tjockt snitt och är omvänt proportionell mot vald snittjocklek.

*Kontrast-brus förhållande (contrast to noise ratio – CNR)* För att visualisera en förändring måste kontrasten vara tillräckligt hög så att inte förändringen förloras i bildbruset. CNR kan uttryckas som skillnaden i Hounsfieldenheter (HU) mellan en patologisk förändring och omgivande vävnad dividerat med bruset i omgivningen uttryckt som en SD av det uppmätta medelvärdet. Eftersom DT är ett avbildningssystem som just begränsas av brus är det fundamentalt att optimera tekniken för att garantera ett adekvat CNR, minimum 2-3. Rörladdning och -spänning bestämmer CNR, givet alla andra scanparametrar är oförändrade. Förändringar i rörladdning påverkar enbart brusnivån medan rörs্পänningen påverkar både kontrast och brus.

Nedanstående tumregler gäller i huvudsakligen kvantbrusnivån, i fortsättningen enbart kallad brus/brusnivå, samt i någon mån bildkontrasten.

## Rörladdning (mAs)

- 1) Rörladdningen är direkt proportionell mot dosen; en fördubbling av rörladdningen leder till en fördubbling av både strålintensiteten till detektorerna och effektiv dos till patienten (jfr rörspänning).
- 2) Bruset är omvänt proportionell mot kvadratroten ur rörladdningen, dvs. om rörladdningen ökar med en faktor två minskar bruset med en faktor  $\sqrt{2}=1,4$ ; ökar rörladdningen med en faktor fyra minskar bruset med en faktor två ( $\sqrt{4}=2$ ).
- 3) Rörladdningen måste anpassas till attenuering och kontrastskillnader i den aktuella kroppsdel (hals, thorax, buk eller bäcken) för att hålla dosen så låg som möjligt utan att den då rådande brusnivån leder till förlorad diagnostisk information.
- 4) En rörladdningsreduktion har ingen påtaglig effekt på den spatiella upplösningen så länge som kontrasten av små strukturer relativt omgivningen är  $\geq 100$  HU eller överskrider brusnivån med en faktor 2-3 [8,9].

## Rörspänning (kV)

Rutinmässigt används ofta 120 kV vid datortomografi.

- 1) En ökning av rörspänningen ökar antalet fotoner (ökar med kvadraten på kvoten mellan rörspänningarna) och deras energi och därmed penetrationsförmågan [2].
- 2) Relationen mellan rörspänning och dos är exponentiell, dvs.
  - a) skillnad i strålintensitet till detektorerna mellan två olika rörspänningar är grovt en funktion av kvoten mellan dessa upphöjt till 3,5 [8].
  - b) den effektiva dosen till patienten varierar däremot approximativt med kvoten mellan två rörspänningar upphöjt till 2,5 [8].
    - i. detta betyder att om rörspänningen ökar från 120 till 140 kV ökar strålintensiteten till detektorerna med en faktor 1,72  $[(140/120)^{3,5}]$  samtidigt som den effektiva dosen endast ökar med en faktor 1,47  $[(140/120)^{2,5}]$ ; rörladdningen kan då minskas med en faktor 1,72 *för samma strålintensitet till detektorerna som vid 120 kV och konstant brusnivå* samtidigt som den effektiva dosen till patienten minskar med c:a 15%.
    - ii. om rörspänningen istället reduceras från 120 till 80 minskar strålintensiteten till detektorerna med en faktor 4,1  $[(120/80)^{3,5}]$  samtidigt som den effektiva dosen till patienten minskar med en faktor 2,8  $[(120/80)^{2,5}]$ ; *för konstant brus i bilden* måste då rörladdningen öka med faktorn 4,1 varvid den effektiva dosen till patienten ökar med c:a 50% (4,1/2,8) jämfört med den vid 120 kV.
- 3) Om rörspänningen ökas utan att rörladdningen reduceras, så minskar kontrasten i bilden men det överkompenseras av att också brusnivån sänks. Nettoeffekten blir ett förbättrat kontrast-brus förhållande. Det gäller också för jodkontrastmedel. Sker däremot en rörladdnings-reduktion vid ökad rörspänning för konstant brusnivå försämras kontrast-brus förhållandet, speciellt för jodkontrastmedel.
  - a) 140 kV och rörladdnings-anpassning kan användas på kraftigare individer istället för att maximera rörladdningen vid 120 kV; det ger mindre dos till patienten och mindre belastning på röntgenröret,
  - b) när röntgenrörets kapacitet begränsar (t.ex. maximalt 500 mA) önskad Anpassning av rörladdningen på alltför stora individer vid 120 kV kan det till viss del kompenseras av att övergå till 140 kV.
- 4) Rekommendationen att rutinmässigt sänka rörspänningen till 80-100 kV på pediatrika patienter för att sänka stråldosen leder i själva verket till ökade stråldoser då en relativt högre rörladdning måste användas jfr med den vid 120 kV för samma brusnivå i bilden;
  - a) 80-100 kV bör endast användas när begränsningen för den lägsta rörladdnings-inställningen fortfarande är för hög vid 120 kV för att uppnå adekvat dosanpassning till barn och andra tunna patienter.
  - b) 80 kV kan också vara lämpligt att använda för att öka attenueringen i jod (ca. en faktor 1,6 jfr med 120 kV) för att kunna sänka kontrastmedelsdo-

sen motsvarande grad till patienter med nedsatt njurfunktion. Det kräver dock att man kan kompensera med en tillräcklig höjning av rörladdningen för att motverka brusökningen vid 80 kV (se också pitch-faktor).

## Snittjocklek

Val av rekonstruerad snittjocklek påverkar brusnivån i bilden. För konstant brusnivå måste rörladdningen vara omvänt proportionellt mot snittjockleken. Det kan utnyttjas på följande sätt:

- 1) Val av tjockare snitt:
  - a) dosen kan halveras för samma brusnivå om man istället för 5 mm väljer 10 mm tjocka snitt förutsatt att den diagnostiken säkerheten inte försämras avseende den aktuella frågeställningen [8],
  - b) om man rutinmässigt rekonstruerar 5-mm snitt, men finner att det inte går att erhålla tillräckligt hög rörspänning hos en alltför kraftig individ och befärrar att bruset kan bli störande, så kan man istället välja att rekonstruera 10-mm snitt om samtidigt kravet på spatiell upplösning tillåter detta.
- 2) Tunna snitt, 1-2 mm eller mindre, används när man t.ex. önskar hög spatiell upplösning, MPR, "volume rendering" vid t.ex. DT-angiografier samt för att undvika stråkartefakter. Det betyder att dosen skulle behöva fem-dubblas om man istället för 5-mm:s snitt vill ha 1-mm:s snitt med samma brusnivå, MEN [8]:
  - a) i de flesta situationer när det krävs hög spatiell upplösning, dvs. tunna snitt, föreligger redan en så pass hög kontrastnivå för det detaljer som skall avbildas (t.ex. ben-luft) varför undersökningen tål en hög brusnivå och rörladdningen behöver inte öka.
  - b) om avsikten med de tunna snitten är att kunna göra MPR och/eller undvika stråkartefakter (VAR=Volume Artefact Reduction) behöver dosen inte ökas eftersom bruset minskar när man gör sina rekonstruktioner med tjockare snitt; t.ex. 5 mm vid saggitala/coronara rekonstruktioner.
  - c) det är också viktigt att komma ihåg att den partiella volymseffekten reduceras med tunnare snitt och att HU-värdet (kontrasten) ökar linjärt med tunnare snitt, vilket betyder att t.ex. små leverförändringar framträder tydligare på tunnare snitt trots ökat brus (ökar endast med kvadratrotten av den faktor med vilken snittjockleken minskar); således finns inget absolut krav att öka dosen när tunnare snitt används för att avgöra en liten förändrings "sanna" HU-värde.
  - d) om man ändå finner det nödvändigt att kompensera rörladdningen för reducerad snittjocklek så rekommenderas att man gör det med kvadratrotten ur denna faktor; dvs. behöver dosen ökas när man väljer en snittjocklek på 2 mm istället för 8 så ökar man rörladdningen med en faktor  $\sqrt{4}$ , dvs. en faktor två istället för fyra [8].

## Pitch

Det används i princip två olika definitioner för pitch; en som är mer relaterad till dos ("pitchfaktor") och en som är mer relevant avseende scanvolym ("volympitch"). Pitchfaktor definieras enligt "International Electrotechnical Commission" [IEC02] som bordsförflyttning per rotationsvarv dividerat med nominell snittjocklek för singelslice och nominell kollimeringsbredd för multislice DT; i båda fallen i datortomografens isocenter. Denna definition är tillämpbar för alla typer av DT och varierar vanligtvis mellan 0,5 och 2,0. Vissa tillverkare av multislice DT använder begreppet "volympitch" vilket är definierat som bordsförflyttning per rotationsvarv dividerat med bredden på den enskilda aktiva detektorkanalen; t.ex. 4 mm bordsförflyttningen per rotationsvarv och 4 detektorkanaler á 1 mm (4 x 1 mm, total nominell kollimering 4 mm) resulterar i pitchfaktor 1 (4/4) och volympitch 4 (4/1). Pitchfaktor definierad enligt IEC är den som bör användas då den är internationellt godkänd och för att undvika missförstånd.

En ökning av pitchfaktorn från 1 till 2 halverar dosen till patienten för en given rörladdning. Pitchfaktorns inverkan på brusnivå och verklig snittjocklek varierar dock med typ av datortomograf. Det är därför viktigt att sätta sig in i hur den egna maskinen fungerar i detta avseende för att kunna optimera undersökningsparametrarna inklusive dos. Här nedan följer några exempel på pitchfaktorns inverkan.

Vid singelslice DT med 360<sup>0</sup> linjär interpolation (LI) kommer den verkliga snittjockleken i princip att fördubblas jämfört med den nominella när pitchfaktorn ökas från 1 till 2 [8]. Fördubblingen av snittjockleken innebär visserligen oförändrad brusnivå för samma rörladdning som vid pitchfaktor 1 och halverad dos till patienten, men avsevärt försämrad upplösning i z-led.

Vid singelslice DT med 180<sup>0</sup> LI ökar den verkliga snittjockleken endast ca. 30% när pitchfaktorn ökar från 1 till 2 [8]. Dosen till patienten halveras utan att upplösningen i z-led nämnvärt påverkas. Detta sker dock på bekostnad av att brusnivån ökar. Om denna brusnivå är acceptabel innebär det i princip att rörladdningen vid pitch 1 bör korrigeras ner. Den verkliga vinsten med pitchökning från 1 till 2 är att man kan täcka samma scanvolym på halva tiden eller en fördubblad volym på samma tid när så är indicerat. Det fundamentala är alltså att optimera rörladdning relativt vald pitchfaktor för att uppnå lägsta möjliga dos utan att brusnivån äventyrar den diagnostiska säkerheten.

Pitchfaktor <1 resulterar i ökad dos om inte rörladdningen anpassas. Detta kan dock vara ett sätt att öka den "effektiva" rörladdningen för adekvat brusreduktion när andra justeringsmöjligheter redan är uttömda; t.ex. för kraftiga patienter eller vid användning av 80 kV för kontrastmedelsreduktion hos njurinsufficianta.

Vissa moderna multislice maskiner har inbyggd kompensation för att bruset varierar med pitchfaktorn och arbetar med s.k. "effektiv" rörladdning, dvs. strålexponeringen till det undersökta området blir alltid densamma genom att rörströmmen (mA) varieras automatiskt med pitchfaktorn enligt formeln: rörström (mA) = pitchfaktor\*effektiv rörladdning/rotationstid (mAs/s = mA). Vid konstant inställd "effektiv" rörladdning och rotationstid varieras rörströmmen med pitchfaktorn (bordsförflyttningen) för konstant brusnivå. Dessutom finns speciella algoritmer (z-filtering) för att bibehålla vald snittjocklek oberoende av pitchfaktor.

## Geometrisk detektoreffektivitet

Geometrisk effektivitet av detektorn bestäms av den mängd strålning som träffar detektorn relativt den mängd som lämnar patienten. Effektiviteten beror bl.a. av detektorens bredd relativt strålfältets utbredning, deras spatiella orientering, strålförlusten i septa mellan de individuella detektorelementen och hur strålfältets penumbra bidrar till både detektor- och patientdos. För att samtliga detektorrader i en DT med fyra eller fler detektorrader skall erhålla lika mycket stråldos måste kollimeringen vidgas ("overbeaming") så att penumbran, som ger mindre dos än strålfältets kärna, faller utanför detektorn. Härigenom kommer penumbran fortfarande att bidra med dos till patienten men inte till detektorn. Denna geometriska ineffektivitet är en stor nackdel hos fyra-slice DT och utgör en betydande "dosfälla". Eftersom penumbrans bredd är oberoende av kollimering kommer dess relativa bidrag till dosen att vara störst när den totala kollimeringen är liten. Vid en kollimering på 4x5 mm ökar patientdosen med 10-25% jämfört med singelslice DT, medan en kollimering på 4x1 mm kan öka dosen 30-100% beroende av scannertyp och upp till 250% vid 2x0,5 mm kollimering [8,9]. Det är alltså viktigt att känna till doseffektiviteten för den egna fyra-slice maskinen så att tunna kollimeringar med onödigt höga doser undviks om inte diagnostiken så kräver. För 16-slice maskiner kommer penumbrans relativa storlek till kollimering minska drastiskt och bidrar endast marginellt till stråldosen.

## 80 kV, jodkontrastmedel, rörladdning och pitchfaktor

Som tidigare nämnts kan 80 kV vara lämpligt att använda för att öka attenueringen i jod för att kunna sänka kontrastmedelsdoserna med ca. en faktor 1,6 jfr med 120 kV [1, 4, 9] hos patienter med nedsatt njurfunktion, t.ex. vid diagnostik av lungemboli där DT många gånger är enda tillgängliga metod. Det kräver dock att man kan kompensera med en tillräcklig höjning av rörladdningen (optimalt en fyr-dubbling) för att minska brus (ökar med en faktor två från 120 till 80 kV). En tillräcklig effektiv rörladdnings-anpassning kan ofta inte ske om man inte reducerar pitchfaktorn till 0,75 eller t.o.m. 0,5. En fullständig rörladdnings-anpassning är idag endast möjlig på tunna-normala patienter (<85-95 cm i omkrets eller 70-80 kg).

## Rekonstruktionsfilter

Rekonstruktionsfilter måste väljas för att få en adekvat balans mellan kontrast- och spatiell upplösning beroende av indikation. Ett filter med hög spatiell upplösning ger mycket brus i bilden och sämre kontrastupplösning. Mjuka filter medför låga brusnivåer och bättre upplösning av små kontrastskillnader men sämre spatiell upplösning. Exempel på hur rekonstruktionsfilter påverkar brusnivå, spatiell upplösning och relativa doskrav för konstant brusnivå visas i Tabell 2. Två situationer skall illustreras här:

- 1) När den spatiella upplösningen är mer än tillräcklig för den kliniska indikationen (rutinbuk- och -thoraxundersökningar) kan ofta ett mjukare filter än det som tillverkaren rekommenderar väljas. Härigenom kan brusets minskas och kontrastupplösningen förbättras utan att man behöver höja dosen. På kraftiga individer där rörströmskapaciteten slår i taket, kan mjukare filter bidra till mindre brus i bilden,.

- 2) När högupplösande filter används och kontrast-brus förhållandet är mer än tillräckligt för strukturer med hög inneboende kontrast (skelett, lunga), kan ytterligare ökat brus ofta mycket väl tolereras och dosen följaktligen reduceras.

- För att halvera bruset krävs en fyrdubbling av rörladdningen.
- Vid 80, 100 och 140 kV krävs en förändring av rörladdningen med en faktor 4, 2 respektive 0,6 jämfört med den vid 120 kV för konstant brus i bilden. Dosen till patienten ökar då med nästan 50% vid 80 kV men minskar med ca. 15% vid 140 kV.
- 80 kV kan vara ett sätt att sänka kontrastmedelsdosen till njurinsufficianta patienter förutsatt att rörladdningen kan kompenseras för relativt oförändrad brusnivå.
- Fördubblas snittjockleken kan rörladdningen halveras för samma brusnivå.
- Pitchfaktorns inverkan på verklig snittjocklek, brusnivå och anpassning av rörladdningen för konstant brus i bilden varierar med typ av datortomograf.
- Geometrisk detektorineffektivitet är det största handikappet för fyra-slice DT och kan utgöra en betydande ”dosfälla” vid kollimeringar på 4x1 mm och mindre.
- Mjukare rekonstruktionsfilter sänker brusnivån och därmed doskravet.
- 256 istället för 512 matris klarar en dossänkning med en faktor 4 med oförändrad brusnivå.

## Rekonstruktionsmatris och "field of view" (FOV)

Ibland finns två matrisstorlekar tillgängliga; t.ex. 512 x 512 och 256 x 256. När matrisen reduceras försämras den spatiella upplösningen men samtidigt reduceras bruset. När matrisen halveras, halveras också brusnivån. Då kan dosen reduceras med en faktor 4 (bruset är omvänt proportionellt till kvadratroten ur dosen).

- 1) Valet av 512-matris kan därför endast rättfärdigas om den förbättrade spatiella upplösningen verkligen utnyttjas diagnostiskt.
- 2) På alltför kraftiga patienten kan sänkt matrisstorlek vara ett sätt att bibehålla brusnivån när rörströmmen slår i taket vid 120 kV.
- 3) En hög matris är ofta en förutsättning för adekvat spatiell upplösning när små FOV är nödvändiga för tunna patienter, speciellt barn.

## Dosreducerade åtgärder - sammanfattning

- 1) Sänkt rörladdning till en brusnivå som fortfarande ger diagnostisk acceptabla bilder med hänsyn tagen till densitet och naturlig kontrast i aktuell kroppsdel och till aktuell indikation, t.ex.
  - a) kontrollundersökningar av kända, speciellt benigna förändringar,

- b) njurstensanfall, DT-urografier,
  - c) undersökningar av thorax.
- 2) Dosanpassning till aktuell patientdiameter.
  - 3) Optimera scanvolymerna och undvik i möjligaste mån scanning i flera faser efter intravaskulär kontrastinjektion (t.ex. frågeställning hypovaskulära levermetastaser enbart i parenkymfas; inklusive artärfas endast vid misstanke hypervaskulära förändringar).
  - 4) Smal kollimering på fyra-slice maskiner ( $\leq 4 \times 1$  mm) kan medföra kraftigt ökade stråldoser p.g.a. geometrisk detektorineffektivitet och bör i möjligaste mån undvikas.
  - 5) 140 kV kombinerad med sänkning av rörladdningen (försämrar dock attenuering i kontrastmedel).
  - 6) 80 eller 100 kV om en tillräcklig låg rörladdning ej går att uppnå vid 120 kV på tunna individer och inte minst på barn.
  - 7) Fördubblas den rekonstruerade snittjockleken kan dosen halveras för samma brusnivå,
  - 8) för diagnostik av abscesser och blödningar i buken kan 10 istället för 5mm tjocka snitt vara tillräckligt.
  - 9) Mjukare rekonstruktionsfilter sänker brusnivån varvid dosen kan sänkas.
  - 10) Mindre matris sänker brusnivån varvid dosen kan sänkas.

## Kraftiga individer

När rörströmskapaciteten ("milliamperen") inte längre orkar kompensera för individens storlek kan en försämrad icke acceptabel brusnivå motverkas genom att i första hand sänka bruset enligt punkterna 1-3 (ingen ökad dos till individen) och i andra hand enligt punkterna 4-6 (ökad dos till individen):

- 1) Tjockare rekonstruerade snitt.
- 2) Mjukare rekonstruktionsfilter.
- 3) Mindre matris (om tillgänglig).
- 4) Öka till 140 kV med bibehållen maximal rörladdning (kontrast-brus förhållandet för jodkontrastmedel förbättras!).
- 5) Pitchfaktor  $< 1$  vilket ökar den effektiva rörladdningen.
- 6) Ökad rotationstid ökar den totala rörladdningen.

## Referenser

- 1) Boone JM, Geraghty EM, Seibert JA, Wootton-Gorges SL. Dose reduction in pediatric CT: A rational approach. *Radiology* 2003;228:352-360.
- 2) Curry III TS, Dowdey JE, Murry Jr RC. Christensen's introduction to the physics of diagnostic radiology. Philadelphia: Lea & Febiger; 1984.
- 3) Greess H, Wolf H, Suess C, Lutze J, Kalender WA, Bautz WA. Automatic exposure control to reduce dose in subsecond multislice spiral-CT: Phantom measurements and clinical results. *Radiology* 2002 (suppl);225(p):593.
- 4) Huda W, Scaletti EM, Levin G. Technique factors and image quality as function of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 2000;217:430-435.
- 5) International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment – part 2. Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. IEC standard 60601-2-44, Amd 1, Ed 2. Geneva: IEC, 2002.
- 6) Jangland L, Sanner E, Persliden J. Dose reduction in computed tomography by individualized scan protocols. *Acta Radiol* 2004;45:301-307 (errata i Tabell 4).
- 7) McCollough CH, Zink FD, Kofler JM, Matsumoto JS, Thomas KB, Hoffman AD. Dose optimization in CT: Creation, implementation and clinical acceptance of size-based technique charts. *Radiology* 2002;225(P):591.
- 8) Nagel HD. Radiation exposure in computed tomography. Hamburg: CTB Publications; 2002.
- 9) Prokop M. Radiation dose and image quality. In: Prokop M. and Galanski M, editors. *Spiral and multislice computed tomography of the body*. Stuttgart: Thieme; 2003. p. 131-160.
- 10) Starck G, Lönn L, Cederblad Å, Forsell-Aronsson E, Sjöström L, Alpsten M. A method to obtain the same levels of CT image noise for patients of various sizes, to minimize radiation dose. *Br J Radiol* 2002;75:140-150.
- 11) United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. 2000 report to the General Assembly, Annex D: Medical radiation exposure. New York, NY: United Nations; 2000.
- 12) ICRP (2000) Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87, *Annals of the ICRP* 30 (4), Pergamon; 2000.
- 13) Verdun FR, Lepori D, Monnin P, Valley J-F, Schnyder P, Gudinchet F. Management of patient dose and image noise in routine pediatric CT abdominal examinations. *Eur Radiol* 2004;14:835-841.
- 14) Wilting JE, Zwartkruis A, van Leeuwen MS, Timmer J, Kamphuis AGA, Feldberg M. A rational approach to dose reduction in CT: individual scan protocols. *Eur Radiol* 2001;11:2627-2632.
- 15) Winkler ML. Knowledgeable use of MDCT minimizes dose. *Diagnostic Imaging* 2003;25 (No. 2, Suppl):10-13.



## Tabeller

- 1) Värden för rörladdning (mAs) i relation till objektstorlek och kilovolt som resulterar i samma strålintensitet till detektorn som vid 120 kV/200 mAs [4].
- 2) Rekonstruktionsfilter för Somatom Plus 4A [8].
- 3) Diagnostiska referensnivåer enligt SSI FS 2002:02 och omvandlingsfaktor för beräkning av effektiv dos enligt kommentarer till SSI FS 2002:02.
- 4) Risk för letal cancer per 10 000 individer relativt effektiv dos och ålder.
- 5) Organrelaterade viktningsfaktorer för beräkning av effektiv dos.
- 6) Patientdoser från röntgenundersökningar i Sverige 1999 enligt SSI rapport 2001:01.

## Figurer

- 1) Anpassning av rörladdning vid olika rörspänningar för konstant strålintensitet till detektorerna [4].
- 2) Anpassning av rörladdning relativt patientomkrets med *Omni-mAs* vid fyra olika halvärdestjocklekar.

**Tabell 1.** Rörladdning (mAs) i relation till objektstorlek och rörspänning som resulterar i samma strålintensitet till detektorn som vid 120 kV/200 mAs på ett referensobjekt med 28 cm diameter. Diameter och motsvarande omkrets rekalkylerad från vikt enligt formel presenterad av författarna [4]; diameter=2\*[63.3+1.12xvikt (kg)-0.000635\*vikt<sup>2</sup>].

Vikt (kg)	Diameter (cm)	Omkrets (cm)	mAs			
			80 kV	100 kV	120 kV	140 kV
10	14.9	47	65*	33*	17*	11*
20	17.1	54	110*	52*	26*	17*
30	19.3	61	190*	81*	40*	26*
40	21.4	67	270*	120*	60*	38*
50	23.5	74	420*	190*	91*	57*
60	25.6	80	660	290*	140*	84*
70	27.7	87	1000	430*	200*	120*
80	29.8	94	1600	650	290*	180*
90	31.8	100	2400	960	430*	260*
100	33.8	106	3600	1400	620	370*
110	35.8	112	5500	2100	900	530
120	37.7	118	8100	3000	1300	750

\*mAs-värden som i allmänhet kan erhållas i praktiken med 1 sekunds rotationstid och rörströmmar på 40-400 mA.

**Tabell 2.** Exempel på hur rekonstruktionsfilter för Somatom Plus 4A [8] påverkar brusnivå, spatiell upplösning och relativa doskrav för konstant brusnivå med utgångspunkt från filter AB 50. En övergång till filter AB 20 halverar det relativa doskravet för samma brusnivå och endast mindre effekt på spatiell upplösning.

<b>Rekonstruktions- filter</b>	<b>Relativ brusnivå (%)</b>	<b>Relativt doskrav för konstant brusnivå (%)</b>	<b>Spatiell upplös- ning (lp/cm)</b>
AB 10	56	32	4,1
AB 20	71	50	4,7
AB 30	78	60	5,0
AB 40	85	72	5,2
AB 50	100	100	5,8
AB 60	117	137	6,2
AB 70	136	184	6,6
AB 82	281	789	7,6
AB 91	280	786	7,7

**Tabell 3.** Diagnostiska referensnivåer enligt SSI FS 2002:02 och omvandlingsfaktor för beräkning av effektiv dos enligt kommentarer till SSI FS 2002:02.

<b>Undersök- ning</b>	<b>Diagnostisk referensnivå CTDI<sub>vol</sub> (mGy)</b>	<b>DLP (mGy • cm)</b>	<b>Omvandlings- faktor E<sub>DLP</sub> (mSv/mGy•cm)</b>	<b>Effektiv dos<sup>1)</sup> (mSv)</b>
Hjärna	75	1200 (1050 <sup>3)</sup> )	0,0023	2,8
Hals	<sup>2)</sup>	<sup>2)</sup>	0,0054	-
Ländryggrad	55	600 (800 <sup>3)</sup> )	0,015	9,0
Thorax/lungor	20	600 (650 <sup>3)</sup> )	0,017	10,2
Övre Buk	25	930 <sup>4)</sup> (900 <sup>3)</sup> )	0,015	14,0
Bäcken	25	700 <sup>4)</sup> (570 <sup>3)</sup> )	0,019	13,3

- 1) Bakgrundstrålningen i Sverige är 1-3 mSv per år.
- 2) Ej angiven i SSI FS 2002:02.
- 3) EU:s provisoriska referensnivå enligt SSI rapport 2001:01.
- 4) Ej angiven i SSI FS 2002:2 p.g.a. olika frågeställningar med olika teknik och undersökningsområden (angivna siffror utgör 3:e kvartilen beräknat från SSI rapport 2001:01).

**Tabell 4.** Risk för letal cancer per 10 000 individer relativt effektiv dos och ålder baserat på diagnostiska referensnivåer enligt Tabell 3.

Undersökning	Effektiv dos	<10 år	10-30	30-40	40-60	>60s
	mSv	15%/Sv	10%/Sv	4%/Sv	2%/Sv	1%/Sv
Hjärna	3	4,4	3	1,2	0,6	0,3
Ländryggrad	9	13,5	9	3,6	1,8	0,9
Thorax/lungor	10	15	10	4	2	1
Buk	14	21	14	5,6	2,8	1,4

**Tabell 5.** Organrelaterade viktningsfaktorer för beräkning av effektiv dos.

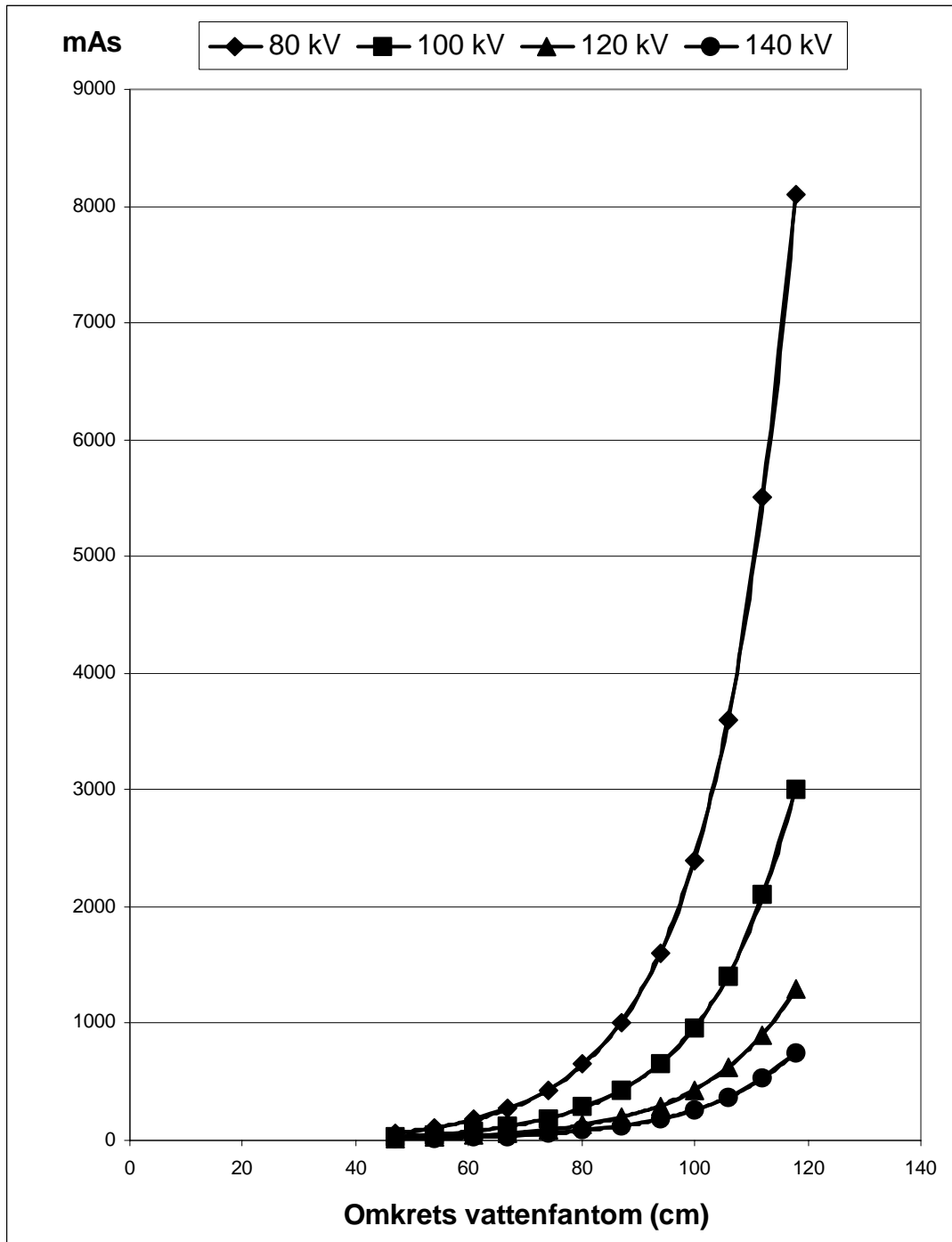
Organ	Viktningsfaktor
Gonader	0,20
Benmärg	0,12
Colon	0,12
Lunga	0,12
Ventrikel	0,12
Urinblåsa	0,05
Mammae	0,05
Lever	0,05
Esofagus	0,05
Thyroidea	0,05
Hud	0,01
Skelett	0,01
Övrigt	0,05
<b>Summa</b>	<b>1,00</b>

**Tabell 6.** Patientdoser vid röntgenundersökningar i Sverige 1999 enligt SSI-rapport 2001:01.

<b>Undersökning</b>	<b>Effektiv dos - medelvärde (spridning) (mSv)</b>	<b>Risk för letal cancer i en grupp av 10 000 individer<sup>1</sup></b>
Lungor	0,11 (0,03-0,54)	0,05
Ländryggrad	1,8 (0,4-4,5)	0,9
Pelvis	0,7 (0,3-1,8)	0,35
Colon	10 (4-31)	5
Urografi	4 (1-12)	2
DT ansiktskelett	0,9 (0,2-2,6)	0,5
DT hjärna	2,2 (1,0-4,2)	1,1
DT ländryggrad	9 (4-18)	4,5
DT pelvis	10 (5-28)	5
DT thorax	8 (2-18)	4
DT övre buk	11 (4-20)	5,5
DT av lungartärer <sup>2</sup> (lungembolidiagnostik)	2,5	1,3
DT venografi <sup>2</sup> (nedre extremiteterna <sup>3</sup> )	2,5	1,3
DT thorax, lungartärer, venografi <sup>2</sup>	13	6,5

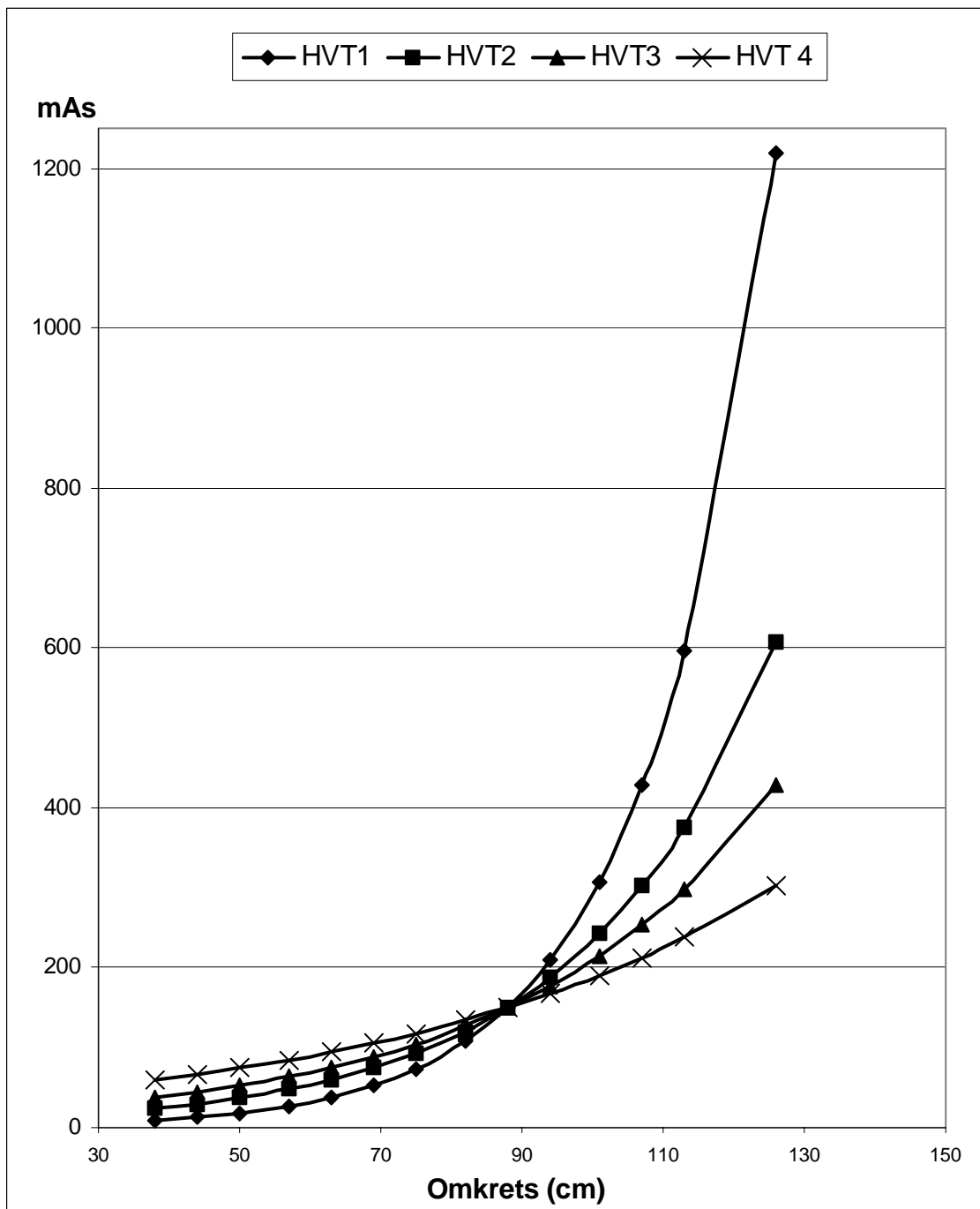
- 1) Risken för en normalpopulation är 5% per sievert (Sv), risken är tre gånger högre för barn och foster
- 2) Venös trombembolism. SBU rapport 158/2002.
- 3) Datortomografi av nedre extremiteternas vener baserad på stationära 10 mm tjocka snitt var 30:e mm från crista iliaca (7 snitt i bäckenet) till proximala vaden (17 snitt över benen).

**Figur 1.** Anpassning av rörladdning vid olika rörspänningar för konstant strålintensitet till detektorerna och därmed en konstant brusnivå relativt ett referensobjekt (vattenfantom) med 28/88 cm diameter/omkrets som exponeras med 200 mAs vid 120 kV [4].



Figur 2. Anpassning av rörladdning relativt patientomkrets med den aktuella formeln i programmet *OmnimAs* vid fyra olika halvvärdestjocklekar (150 mAs vid 120 kV för en referenspatient med 28/88 cm diameter/omkrets):

- 1) HVT1=4 cm; för approximativt konstant strålintensitet till detektorerna
- 2) HVT2=6 cm; lämpad för låg-kontrastobjekt hos barn,
- 3) HVT3=8 cm; lämpad för kliniskt rutinbruk vid DT buk/bäcken
- 4) HVT4=12 cm; lämpad för kliniskt rutinbruk vid DT thorax.



### **2004:01 Further AMBER and Ecolego**

#### **Intercomparisons**

SKI nr 2004:05

SSI och SKI

### **2004:11 Tillsynsrapport 2002 – 2003**

Avdelning för avfall och miljö

Josefin Viidas

90 SEK

### **2004:02 Strengthening the Radiation Protection System in Cuba (SRPS – Cuba), A co-operation project between Cuban and Swedish institutions, February 2001–June 2003**

Avdelningen för avfall och miljö.

Rodolfo Avila, Carl-Magnus Larsson, Miguel Prendes

och Juan Tomás Zerquera

80 SEK

### **2004:12 Stråldosreglering vid kroppsdatortomografi – bakgrund till dosregleringsprogrammet OmnimAs**

Avdelningen för personal- och patientstrålskydd

Ulf Nyman, Wolfram Leitz, Mattias Kristiansson och

Per-Åke Pahlstorp

70 SEK

### **2004:03 Friklassning av material från rivning av kärntekniska anläggningar i Sverige – en utredning om EU:s rekommenderade regler är tillämpbara i Sverige**

Avdelningen för avfall och miljö.

Gunilla Hamrefors

210 SEK

### **2004:04 Säkerhets och strålskyddsläget vid de svenska kärnkraftverken 2003**

SSI och SKI

### **2004:05 Detektion av radioaktivt material och kärnämne vid svensk gränskontroll - en pilotstudie**

SSI och SKI (SKI nr 2004:22)

Anders Ringbom, Klas Elmgren och Lena Oliver

### **2004:06 SSI and SKI's Review of SKB's Updated Final Safety Report for SFR I -Review Report**

SSI och SKI (SKI nr 2004:xx)

Björn Dverstorp och Benny Sundström et. al.

### **2004:07 Personalstrålskydd inom kärnkraftindustrin under 2003**

Avdelningen för personal- och patientstrålskydd

Stig Erixon, Peter Hofvander, Ingemar Lund, Lars Malmqvist,

Ingela Thimgren och Hanna Ölander Gür

70 SEK

### **2004:08 Doskatalogen för nukleärmedicin; projekt SSI P 1151.99**

Avdelningen för personal- och patientstrålskydd

Sigrid Leide-Svegborn, Sören Mattsson, Lennart Johansson

och Bertil Nosslin

120 SEK

### **2004:09 SSI:s roll i folkhälsoarbetet – redovisning av regeringsuppdrag inom folkhälsoområdet**

Avdelning för beredskap och miljöövervakning

Torsten Cederlund, Robert Finck, Lars Mjönes, Leif Moberg,

Ann-Louis Söderman, Åsa Wiklund, Katarina Yuen

och Hanna Ölander Gür

170 SEK

### **2004:10 Riktlinjer för utformning av strålskyddsprogram för transportörer av radioaktiva ämnen**

Avdelning för personal- och patientstrålskydd och

Avdelning för avfall och miljö

Thommy Godås

70 SEK





**S**TATENS STRÅLSKYDDSIKSTITUT, SSI, är central tillsynsmyndighet på strålskyddsområdet. Myndighetens verksamhetsidé är att verka för ett gott strålskydd för människor och miljö nu och i framtiden.

SSI är ansvarig myndighet för det av riksdagen beslutade miljömålet *Säker strålmiljö*.

SSI sätter gränser för stråldoser till allmänheten och för dem som arbetar med strålning, utfärdar föreskrifter och kontrollerar att de efterlevs. Myndigheten inspekterar, informerar, utbildar och ger råd för att öka kunskaperna om strålning. SSI bedriver också egen forskning och stöder forskning vid universitet och högskolor:

SSI håller beredskap dygnet runt mot olyckor med strålning. En tidig varning om olyckor fås genom svenska och utländska mätstationer och genom internationella varnings- och informationssystem.

SSI medverkar i det internationella strålskydssamarbetet och bidrar därigenom till förbättringar av strålskyddet i främst Baltikum och Ryssland.

Myndigheten har idag ca 110 anställda och är belägen i Stockholm.

**THE SWEDISH RADIATION PROTECTION AUTHORITY, SSI,** is the government regulatory authority for radiation protection. Its task is to secure good radiation protection for people and the environment both today and in the future.

The Swedish parliament has appointed SSI to be in charge of the implementation of its environmental quality objective *Säker strålmiljö* ("A Safe Radiation Environment").

SSI sets radiation dose limits for the public and for workers exposed to radiation and regulates many other matters dealing with radiation. Compliance with regulations is ensured through inspections.

SSI also provides information, education, advice, carries out its own research and administers external research projects.

SSI maintains an around-the-clock preparedness for radiation accidents. Early warning is provided by Swedish and foreign monitoring stations and by international alarm and information systems.

The Authority collaborates with many national and international radiation protection endeavours. It actively supports the on-going improvements of radiation protection in Estonia, Latvia, Lithuania, and Russia.

SSI has about 110 employees and is located in Stockholm.



*Statens strålskyddsinstitut*  
Swedish Radiation Protection Authority

**Address:** Statens strålskyddsinstitut; S-171 16 Stockholm

**Besöksadress:** Solna strandväg 96

**Telefon:** 08-729 71 00, Fax: 08-729 71 08

**Address:** Swedish Radiation Protection Authority  
SE-171 16 Stockholm; Sweden

**Visiting address:** Solna strandväg 96

**Telephone:** + 46 8-729 71 00, Fax: + 46 8-729 71 08

**www.ssi.se**