

TT:n optimointi fuusiokuvauksissa

Minna Husso

Sairaalfyysikko, KYS radiologia

JOHDANTO

- Optimointi = halutun diagnostisen informaation saavuttaminen pienimmällä mahdollisella potilaan säteilyaltistuksella

kuvan laatu



säteilyannos



PARAS TASAPAINO!

Radiology KUOPIO

Tutkimuksen optimointi

- Indikaatio:
 - oikea tutkimus
- Tutkimus:
 - Protokolla
 - Kuvausalue
 - Kuvausarvot
 - Suojaus



Indikaatio

- Oikea tutkimus
 - Riittävät lähetetiedot
 - Onko tarkoitus tehdä diagnostinen TT lähiaikoina hoidon seurantaan liittyen? Voiko sen tehdä nyt matala-annos TT:n sijaan?



Tutkimus

- Protokolla
 - Matala-annos: milloin riittää?
 - Natiivi + varjoaine, vai pelkkä natiivi?



Tutkimus

- Kuvausalue
 - PET/SPET –tutkimuksessa radiolääke jakautuu koko kehoon, joten kuvata voidaan samalla annoksella vaikka koko keho (jopa useaan kertaan)
 - TT-tutkimuksen annos on suoraan verrannollinen kuvausalueen pituuteen: vain tarpeellinen alue kuvataan



Tutkimus

- Kuvausarvot
 - Pyörähdysaika
 - Jännite (kontrasti)
 - Putkivirta (kohina)
 - Kollimaatio



Pyörähdysaika (TT)

- $mAs = \text{putkivirta} \times \text{pyörähdysaika}$
- Pyörähdysajan lyhentäminen
 - Pienentää annosta
 - Kasvattaa kohinaa
 - Vähentää liikeartefaktoja
- Pyörähdysajan lyhentämistä voi joutua kompensoimaan kasvattamalla mA-arvoa



Jännite (kV) ja suodatus

- Röntgensäteiden energia riippuu käytetystä kV-arvosta
 - Säde sisältää useita energioita
- Energia vaikuttaa säteilyn läpikulkevuuteen
- Merkittävä vaikutus säteilyannokseen
- Matalaenerginen säteily jää potilaaseen
 - ei vaikuta kuvaan, on vain turha säderasitusta
 - Pienemmällä kV:lla suuremmat ihoannokset
- Suodatuksella poistetaan matalaenerginen säteily
- kV:ta kasvatettaessa saavuttaa suurempi määrä fotoneita reseptorin → mAs-arvoa voidaan pienentää
- kV:n kasvattaminen kuitenkin huonontaa kuvakontrastia
 - Valitaan korkein mahdollinen kV-arvo + sopiva lisäsuodatus
- Huomioitava kuvattava kohde ja potilaan koko



kV vs. annos

kV	CTDI _w (mGy) Pää	CTDI _w (mGy) Vartalo
80	24	10
100	42	19
120	63	30
140	86	42

300mAs, 16 x 0.625mm leike



Taulukko III. Tutkimuksissa mukana olleiden TT-laitteiden mitatut, säteilytuotolla normalisoidut $CTDI_w$ -arvot.

Valmistaja	Laitemalli	Kuvaus- jännite(kV)	$nCTDI_{w, pää}$	$nCTDI_{w, vartalo}$
GE	HiSpeed CTi	120	0,15	0,08
		140	0,22	0,12
	Prospect SX Advantage	120	0,20	0,08
		140	0,26	0,11
	HiSpeed NX/1	120	0,15	0,07
		140		0,11
	HiSpeed QX/i	120	0,19	0,12
		140	0,29	0,16
	HiSpeed LX/I	120	0,16	0,06
		140	0,22	0,09
	LightSpeed QX	120	0,22	0,10
		140	0,30	0,16
	LightSpeed Plus	120	0,19	0,10
		140		0,21
LightSpeed Ultra	120	0,19	0,09	
	140	0,32	0,14	
LightSpeed 16	120	0,19	0,09	
	140	0,28	0,14	
Philips	M x 8000	120	0,17	0,08
		140		0,11
Picker	2000	130	0,15	0,12
Shimadzu	SCT	120	0,24	0,14
Siemens	Somatom 4 Plus	120	0,13	0,08
		140	0,20	0,12
	Emotion Plus 4VZ	130	0,27	0,13
		120	0,19	0,08
	Sensation 4	140	0,21	0,12
		120	0,19	0,08
	Emotion 6	140		0,13
		110	0,21	0,16
	Sensation 10	130		0,23
		120	0,21	0,08
	Sensation 16	140		0,11
		120	0,20	0,08
Toshiba	Auklet	120	0,19	0,07
		140		0,12
	Xpress	120	0,18	0,09
		140		0,12
	Xvision	120	0,13	0,06
		140		0,11
	Asteion VI	120	0,17	0,08
		140		0,11
	Asteion Dual	120	0,32	0,18
		135		0,24
Aquilion	120	0,36	0,12	
	135		0,17	
Aquilion16	120	0,27	0,13	



Sähkömäärä (mAs)

- mAs:n automatisointi
 - TT: annossäästöohjelmat (z-axis modulation, angular modulation)
 - Voidaan pienentää mAs:ia ilman oleellista vaikutusta kuvalaatuun (pää, kaula, rinta, vatsa, lantio)
 - » Lantion alueella (parempi kontrasti) kohinan kasvaminen ei vaikuta oleellisesti
 - » Vatsan alueella (matala kontrasti) kohinan kasvaminen voi vaikuttaa merkittävästi kuvan diagnostiseen laatuun
 - Annoksen puolittaminen vatsan alueen TT:ssä (240-300mAs → 120-150mAs) ⇒ Hyväksyttävä kuvalaatu (Kalra AJR 2002)



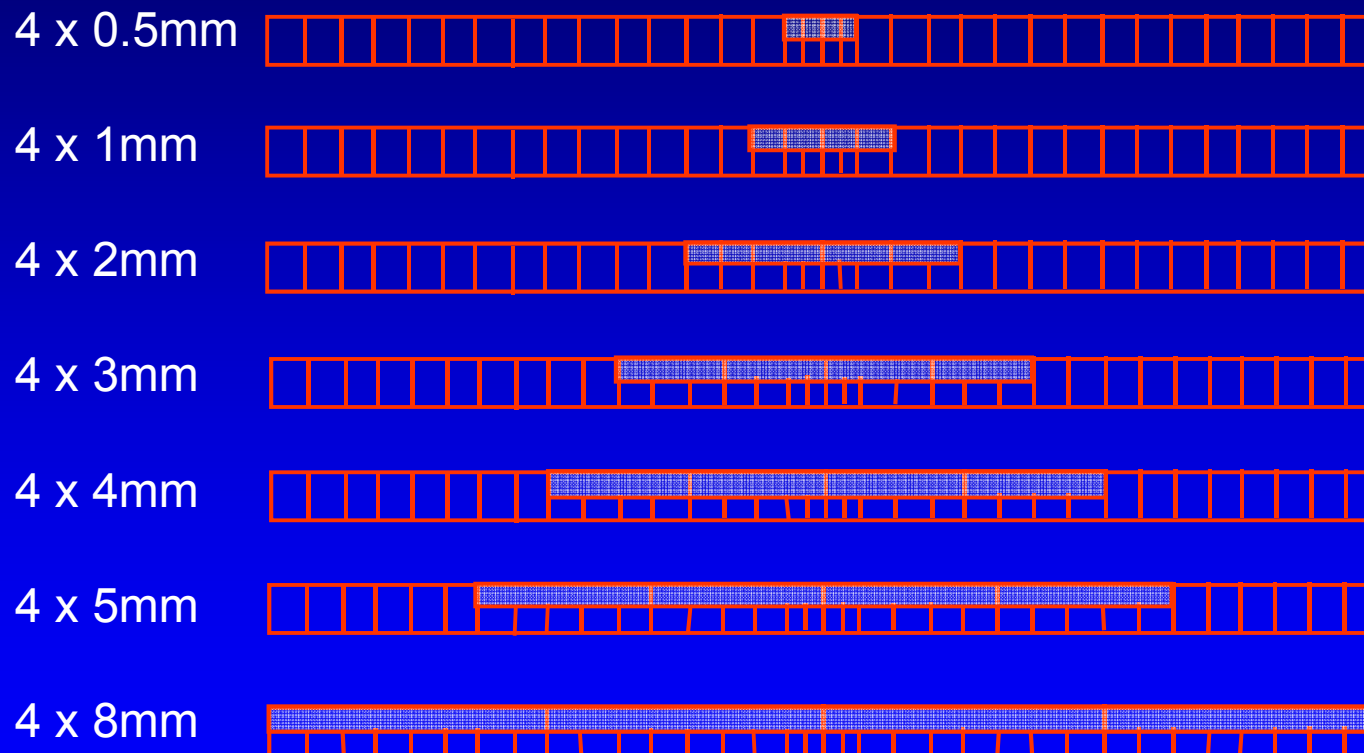
mAs vs. annos

mAs	CTDI _w (mGy)	
	Pää	Vartalo
100	21	10
200	42	20
300	63	30
400	84	40

120kV, 16 x 0.625mm leike



Kollimaatio (TT)



Kollimaatio

- Kollimaatio vaikuttaa annokseen, ei rekonstruoitujen leikkeiden paksuus
- Annos kasvaa kun kollimaatio pienenee
- Kollimaation vaikutus annokseen voi olla kymmeniä prosentteja
- Leveä kollimointi voi rajoittaa ohuimman rekonstruoitavan leikkeen paksuutta



Kollimaatio vs. annos

Kollimaatio (mm)	Säteen kokonaisleveys (mm)	CTDI _w pää (mGy)	CTDI _w vartalo (mGy)
4 x 1.25	5	62	33
2 x 2.5	5	62	33
1 x 5	5	62	33
4 x 2.5	10	46	24
2 x 5	10	46	24
4 x 5	20	40	20



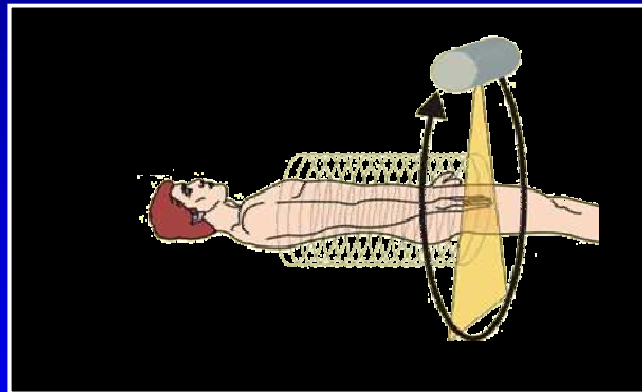
120kV, 300mAs

Radiology KUOPIO

McNitt-Gray, Radiographics, 2002

Pitch ja pöydän nopeus (TT)

- Pitch = askellussuhde; pöydän liike yhden pyörähdyksen aikana / kokonaiskollimaatio



- Helikaalilaitteilla kollimaatio, pitch ja pöydän nopeus ovat kytkeytyneitä
- Yhdessä vaikuttavat kuvan diag. laatuun



Pitch ja pöydän nopeus (TT)

- Pitchin kasvattaminen lyhentää säteilytysaikaa
⇒ annossäästö
- Pöydän nopeus \uparrow ⇒ Pitch \uparrow ⇒ annossäästö
- Pitchin kasvattaminen huonontaa kuvalaatu
- Vatsan alue: ei merkittävää eroa 1.5:1 ja 0.75:1 pitchin välillä ⇒ jopa 50% annossäästö (Kalra, Radiology 2004)
- Valittava indikaation mukaan



Potilaan suojaus TT-tutkimuksessa

- Kilpirauhassuoja pään kuvauksissa
- Nuorten naisten rinnat pään kuvauksissa
- Alavatsan suojaus thx-kuvauksessa
- Miehillä kivessuoja vatsan alueen kuvauksissa
- Silmäsuojat pään kuvauksissa



Muut tekijät

- Potilaan koko (suurempi/pienempi mAs, kV)
- TT: Joillain laitteilla rtg-putken ja detektorin välinen etäisyys on pidempi
 - Säteily vaimenee etäisyyden neliössä
 - Tiedostettava siirrettäessä kuvausprotokollia laitteelta toiselle
- TT: Rekonstruktio
 - ohuimmat leikkeet, kohina↑
 - Yksityiskohtia tehostavat algoritmit lisää kuvakohinaa ⇒ voi joutua kasvattamaan mAs-arvoa ⇒ annos ↑



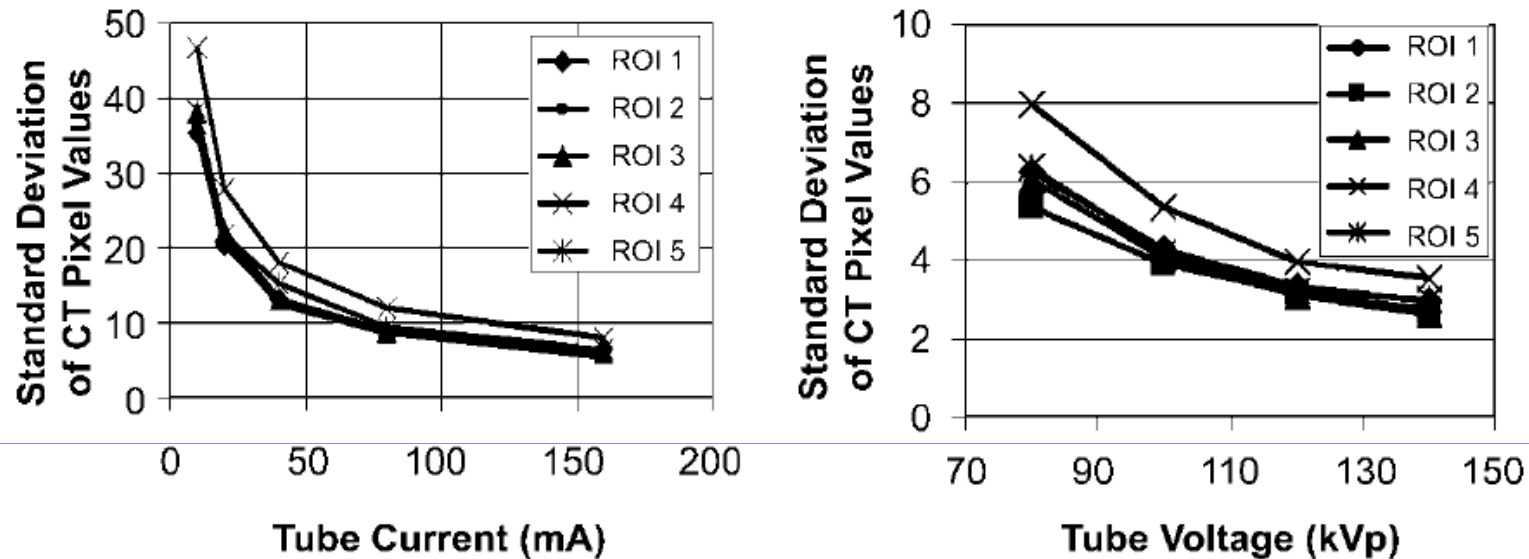
Table 3**CT Dose as a Function of Patient Size, Tube Voltage, and Tube Current**

Phantom and Measurement No.	Tube Voltage (kVp)	CTADI _{vol} (mGy)				
		10 mA	20 mA	40 mA	80 mA	160 mA
Newborn						
1	80	0.42	0.85	1.69	3.39	6.78
2	100	0.80	1.60	3.21	6.41	12.83
3	120	1.26	2.53	5.05	10.10	20.20
4	140	1.77	3.53	7.06	14.13	28.25
1 year old						
1	80	0.37	0.74	1.47	2.94	5.88
2	100	0.70	1.40	2.80	5.59	11.19
3	120	1.11	2.22	4.45	8.89	17.78
4	140	1.57	3.14	6.28	12.56	25.11
5 year old						
1	80	0.33	0.66	1.32	2.65	5.30
2	100	0.64	1.28	2.55	5.10	10.20
3	120	1.02	2.04	4.08	8.16	16.31
4	140	1.46	2.91	5.83	11.66	23.32
10 year old						
1	80	0.30	0.60	1.19	2.38	4.76
2	100	0.58	1.16	2.32	4.64	9.27
3	120	0.92	1.84	3.67	7.35	14.69
4	140	1.32	2.63	5.26	10.52	21.04
Medium adult						
1	80	0.20	0.40	0.80	1.61	3.22
2	100	0.40	0.79	1.58	3.17	6.33
3	120	0.64	1.27	2.55	5.10	10.19
4	140	0.91	1.82	3.65	7.30	14.59

Note.—All data were acquired with a rotation speed of 0.8 second per rotation and a 1.5:1 pitch. All data were acquired with 160 mA and linearly scaled for the various tube current values represented in the table. This linear assumption was tested and shown to be appropriate to within 4%, which is considered acceptable for this investigation. CTADI_{vol} = volumetric anthropomorphic CT dose index.



Figure 1



a.

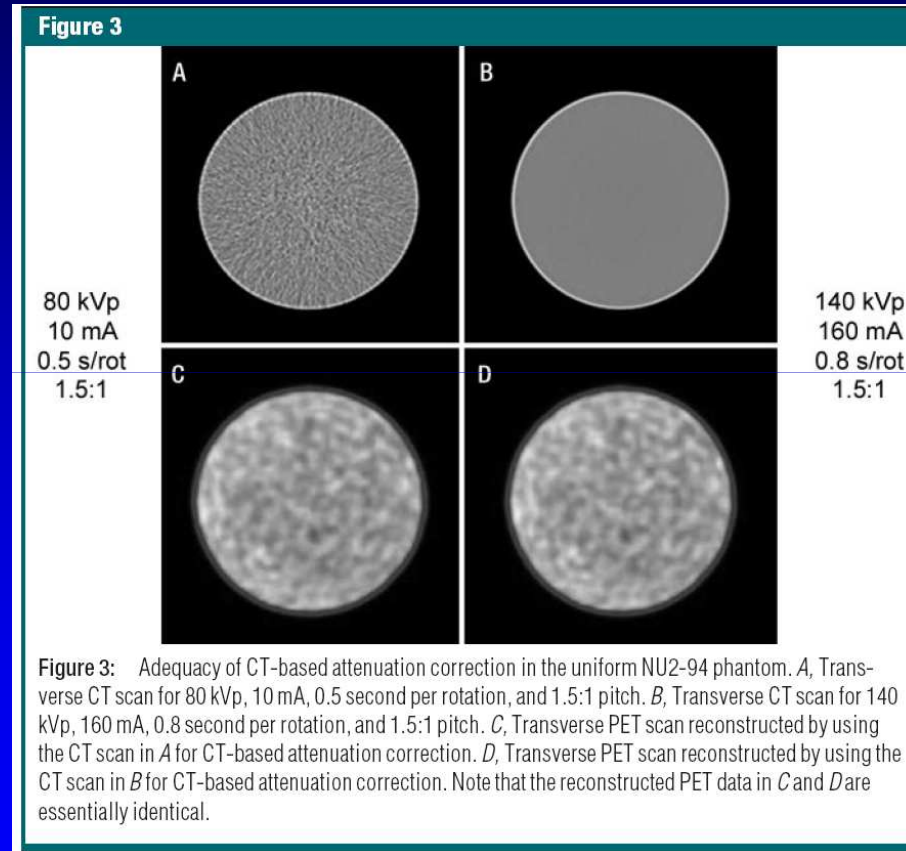
b.

Figure 1: Graphs show CT noise in the NU2-94 phantom in terms of the standard deviation of the CT numbers for five background regions (ROIs 1–5). **(a)** Graph shows values as a function of tube current, with tube voltage of 80 kVp. **(b)** Graph shows values as a function of tube voltage, with tube current of 160 mA. In both cases, the rotation speed was 0.8 second per rotation and the pitch was 1.5:1. ROI 4 is in the center of the phantom, and its values are slightly noisier due to photon attenuation.



Vaimennuskorjaus

- PET/SPET –
vaimennuskorjaus
on mahdollista
tehdä pienellä TT-
annoksella



Radiology 2007;243:96-104



Radiology KUOPIO

YHTEENVETO

- Annokseen vaikuttavat
 - Sähkömäärä (mAs)
 - Energia (kV) ja suodatus
 - Kuvausalueen rajausta
 - Sädesuojat etäisyys
- Natiivikuvaus
 - Hilat
- Tietokonetomografia
 - Kollimaatio
 - Pitch (askellussuhde), pöydän nopeus, pyörähdysnopeus
- Annossäästöohjelmat
- Vismuttisuoja

