

# TT:n tekniikkaa: Kuvausparametrit ja niiden vaikutus kuvanlaatuun ja sädeannokseen

*Mika Kortensniemi, HUS-Kuvantaminen*

---

Luennon tarkoituksena on antaa läpileikkaus TT-optimoinnin kannalta keskeisistä kuvausparametreista; kuinka ne vaikuttavat tekniseen kuvanlaatuun sekä annokseen, mutta myös kuinka optimointi tehdään todellisilla potilailla.

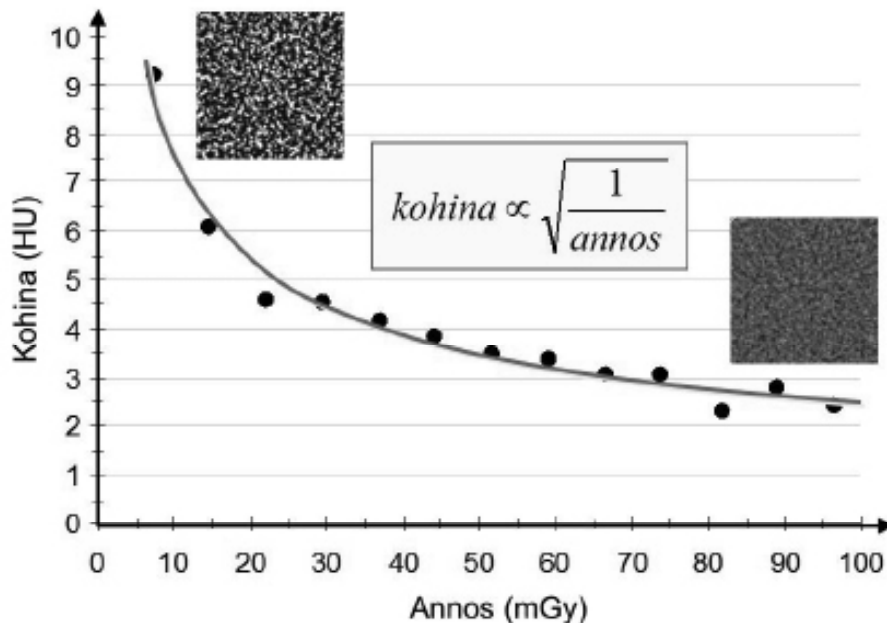
## Lähtökohta

- Optimoinnin lähtökohtana on **asianmukainen lähetekäytäntö** ja riittävät taustatiedot ↔ **indikaatioiden tarkistaminen** radiologisessa yksikössä.

## Optimointiparametrit pähkinänkuoressa

- Huolellinen potilaan **keskitys** ja oikea **beam-shaper** valinta (SFOV) → optimaalinen kontrasti, kohina ja annosjakauma ovat edellytyksenä muulle optimoinnille.
  - Beam-shaper (bowtie) suodatin muotoilee annosjakauman ja säteilylaadun optimaaliseksi sillä oletuksella, että kuvauskohde on sylinterimäinen kappale ja keskitetty isosentriin (keskiakselille).
  - Väärän kokoinen beam-shaper ei anna optimaalista lopputulosta (annosjakauman radiaalinen jyrkkyys ei vastaa potilasta).
  - Virheellinen keskitys johtaa kontrastipoikkeamiin, epäsuotuisaan kohinajakamaan sekä väärin kohdistettuun annosjakaumaan (esim. liian alas keskitetty naispotilas saa thx-alueen kuvauksessa ylimääräisen annoksen säteilyherkille rinnoille).
- Ylimääräisten kuvaussarjojen välttäminen → mielellään **vain yksi varjoainesarja**.
  - Samalle kuvausalueelle kohdistettu toinen kuvaussarja nostaa säteilyannoksen noin kaksinkertaiseksi.
  - Indikaatiosta riippuen monifaasisia tutkimuksiakin toki tarvitaan, mutta käytäntö tulee olla asianmukaisen harkinnan tulos.
- **Kuvausalueen rajaus** → indikaation mukaan mahdollisimman lyhyt.
  - Kuvausalue määrittelee säteilytettävän alueen pituuden (z-suunta). Mitä suurempi kuvausalue, sitä suurempi säteilyaltistus tutkimuksesta aiheutuu. Tarkempi annosvaikutus riippuu potilaan geometriasta → miten paljon herkkiä elimiä osuus kuvausalueelle ja sen välittömään läheisyyteen (~sironnut säteily).
- **Pitch** on kuvauksen nopeutta z-suunnassa säätelevä perusparametri, joka tulee säätää **varjoaine-ajoituksen** mukaan optimoituna, yhdessä **rotaatioajan** ja kollimaation kanssa → optimaalinen varjoaineen korostuma oikeaan aikaan ja riittävällä kattavuudella. Huom. korkealla pitchillä ja lyhyellä rotaatioajalla reunaehtona voi tulla vastaan röntgenputken max mA-taso (huom. myös suurempi fokuskoko korkeammilla mA:lla, joka vaikuttaa terävyyteen).

- **Kollimoi leveitä** keiloja (koko detektorin leveys käytössä → hyvä geometrinen tehokkuus) – **kuvaa ohuita** sub-mm leikkeitä (→ isotrooppinen 3D-data) – **katso paksuja** leikkeitä (→ kohteen mukaiset MPR-leikkeet).
  - Kuvausvaiheen ohuet leikkeet saavatkin olla kohinaisia – se ratkaisee, mikä on *katseltavan* leikepaksuuden kohina.
  - Leikepaksuuden kasvaessa kohina vähenee käänteisen neliöjuuren mukaan (kohina  $\propto$  leikepaksuus<sup>-0.5</sup>).
  - Leikepaksuuden kasvaessa kontrasti heikkenee jos kohde on ohuempi kuin leikepaksuus tai osuu leikkeeseen vain osittain (osittaistilavuusilmiö), mutta kontrasti säilyy vakiona jos kohde on leikepaksuutta paksumpi (eli pysyy kauttaaltaan leikkeessä).
- **Putkivirran (mA) minimointi/modulaatio** tulee säätää potilaan koko ja kuvattavan alueen vaimennus huomioiden → tavoitteena vakioitu kuvanlaatu (lähinnä kohinan kannalta) kuvausalueella ja optimaalinen annosjakauma. Huom. laitekohtaiset erot modulaation asetuksissa on syytä tuntea hyvin, jotta modulaatio toimisi oikein eri kokoisilla potilailla ja eri tutkimuksissa.
  - Putkivirran tai sähkömäärän (mAs) kasvaessa annos kasvaa samassa suhteessa (annos  $\propto$  mAs).
  - Putkivirran tai sähkömäärän (mAs) tai annoksen kasvaessa kohina pienenee käänteisen neliöjuuren mukaan (kohina  $\propto$  mAs<sup>-0.5</sup>  $\propto$  annos<sup>-0.5</sup>), kts. kuva.



**Kuva.** TT-kuvan kohinan pienentyminen annoksen funktiona, käänteisen neliöjuuren mukaan (~Poissonin statistiikka). Mustat täplät ovat mittaustuloksia ja käyrä viiva vastaa teoreettista sovitusta.

- **Jännitteen (kV) optimointi** kontrastiominaisuuksien ja potilaskoon mukaan → alhaisempi jännite on perusteltua lasten kuvauksissa (pienempi koko) varjoaineella korostuvilla kohteilla. Suuremmilla aikuispotilailla jännitteen alentaminen ei välttämättä tuo optimaalista lopputulosta; ison potilaan paksumpi vaimentava kerros ei kerta kaikkiaan läpäise matalamman energian röntgensäteilyä (~80 kVp) riittävän hyvin. Lisäksi, jos jodipitoista varjoainetta ei käytetä tai kohde ei saa varjoainekorostumaa, jännitteen alentaminen ei useinkaan ole perusteltua.
  - Jännitteen kasvaessa annos kasvaa voimakkaasti (annos  $\propto$  kV<sup>2,5</sup>). Vastaavasti jännitettä pienennettäessä annos laskee voimakkaasti, jolloin kuvan kohinakin kasvaa ellei tilannetta kompensoida mAs:n nostamisella.
  - Jännitteen kasvaessa kontrasti heikkenee (kerroinsuhde riippuu säteilyn spektristä ja kohdeaineesta), koska kontrastia tuova valosähköinen ilmiö heikkenee, vastaavasti Comptonin sironta kasvaa suuremmalla kilovoltilla (suurempi röntgensäteilyn keskimääräinen kvanttienergia).
- **Rekonstruktiosuodatin** tulee valita tarkastelukohteen mukaan; kovempi suodatin (esim. bone) korostaa reunoja ja terävyyttä, mutta samalla myös kohina vahvistuu. Kohinan vuoksi on usein hyvä käyttää pehmeämpää suodatinta.
- Uudet TT-kuvanlaskennan **iteratiiviset menetelmät** voivat tuoda kymmenien prosenttien annossäästön, lähinnä kuvan kohinatason laskemisen kautta, mutta vaikutus kliiniseen kuvanlaatuun on syytä varmistaa samalla tavalla kuin minkä tahansa muunkin kuvausparametrin säätämisessä. Mikäli iteratiivisen rekonstruktion tasoa nostaa liian korkealle tai laskee annosta hyvin alas, kuvan vaikutelma saattaa ”puuroutua” (kohinaspektrin painotuksen muuttuessa).

### Laadunhallinta ja koulutus

- Asianmukainen **huolto ja laadunvarmistus**. ovat toiminnan harjoittajan järjestämisvastuulla. Laadunvarmistuksen avulla laitteen koko tekninen potentiaali saadaan varmistettua, jolloin optimointikin on tukevammalla pohjalla.
- Säännöllinen **potilasannosten seuranta** ja vertailutasojen käyttö sekä **kliininen kuvanlaadun arviointi**. ovat optimoinnin tärkeimpiä tehtäviä (laadunhallinnan ja toiminnan arvioinnin näkökulma).
- Riittävä **käyttökoulutus ja yhteistyö rtg-hoitajan, radiologin, fyysikon ja laite-toimittajan kesken** varmistavat, että laitteen käyttö *osataan* optimoida moniammatillisessa sairaalaympäristössä.

### Kirjallisuutta

- Dong F, Davros W, Pozzuto J, Reid J. Optimization of Kilovoltage and Tube Current-Exposure Time Product Based on Abdominal Circumference: An Oval Phantom Study for Pediatric Abdominal CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2012 Sep;199(3):670–6. PubMed PMID: 22915410.
- McCollough CH, Chen GH, Kalender W, Leng S, Samei E, Taguchi K, Wang G, Yu L, Pettigrew RI. Achieving routine submillisievert CT scanning: report from the summit on management of radiation dose in CT. *Radiology.* 2012 Aug;264(2):567–80. PubMed PMID: 22692035.
- Yu L, Bruesewitz MR, Thomas KB, Fletcher JG, Kofler JM, McCollough CH. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: principles, clinical implementations, and pitfalls. *Radiographics.* 2011 May–Jun;31(3):835–48. PubMed PMID: 21571660.
- Kalender WA, Buchenau S, Deak P, Kellermeier M, Langner O, van Straten M, Vollmar S, Wilharm S. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Med.* 2008 Jun;24(2):71–9. Review. PubMed PMID: 18331808.

Kannattaa tutustua myös STUK:n oppaisiin TT-optimointiin liittyen.