

Potilasannoksen määrittäminen eri menetelmillä

Mikko Venäläinen

Sairaalfyysikko, Tyks Kuvantaminen,
Varsinais-Suomen hyvinvointialue

Terveystieteiden tutkimuskeskuksen röntgenkuvantamisen asiantuntijoiden neuvottelupäivät 16.-17.4.2026

Disclaimer

Luennon visualisoinneissa on käytetty generatiivista tekoälyä (Nano Banana 2).



Röntgensäteilyn käyttö lääketieteessä

- Säteilyn lääketieteellisestä käytöstä voi hyödyn ohella aiheutua myös haittaa.
 - Tarve harkittava etukäteen tapauskohtaisesti.
- Kun tutkimus tehdään, siitä aiheutuva säteilyannos pidetään mahdollisimman pienenä.
 - ALARA/ALADA –periaatteet
- Säteilyn aiheuttama terveysriski on (pääasiassa) stokastinen, annoksen suureneminen lisää todennäköisyyttä syövän syntymiselle.
- Suunnitellun altistuksen lisäksi voi olla myös suunnittelematonta altistusta.



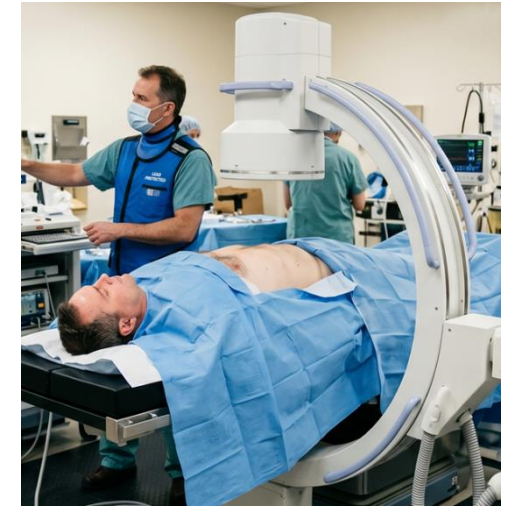
Potilaan säteilyannos

- Lääketieteellisestä tutkimuksesta saadulle säteilyannokselle ei ole annettu enimmäisrajoja.
- Säteilyannos on tärkeä tuntea:
 - Oikeutus- ja optimointiperiaatteiden toteutuminen
 - Tutkimusten vertailu
 - Laitevian paljastaminen
 - Kuvausprotokollan optimointi
 - Säteilyturvallisuuspoikkeamat
- Ei ole yksiselitteistä mitä tarkoitetaan puhuttaessa säteilyannoksesta.
 - Efektiivinen annos (riskiä kuvaava, stokastinen)
 - Absorboitunut annos (deterministiset vauriot)

Stokastinen haitta



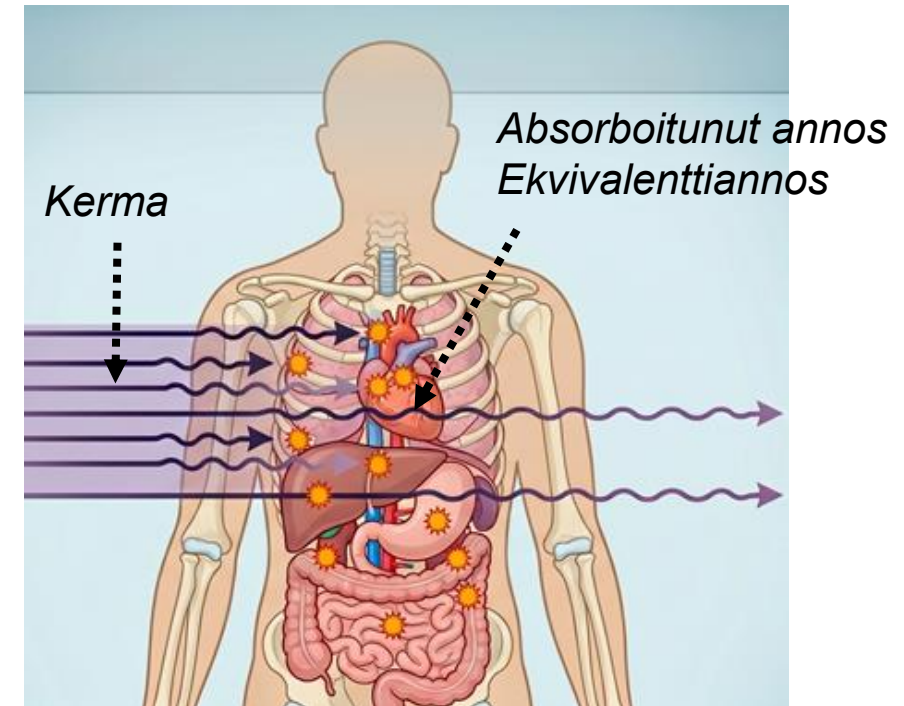
Deterministinen haitta



Annossuureita

- Absorboitunut annos
 - Ionisoivan säteilyn määrä, joka siirtyy aineeseen massayksikköä kohden $D = \frac{E}{m}$.
 - Yksikkö gray (Gy). $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.
- Kerma
 - Sekundaarihiukkasille luovutettu liike-energia massayksikköä kohti $K = \frac{E}{m}$
 - Matalilla energioilla $K \approx D$
- Ekvivalenttiannos
 - Ottaa huomioon säteilyn biologisen vaikutuksen $H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$ (fotoneille $w_R = 1$).
 - Yksikkö on sievert (Sv).
- Efektiivinen annos
 - Ionisoivan säteilyn aiheuttamaa terveydellinen kokonaishaitta $E = \sum_i H_i \cdot W_i$.
 - Yksikkö on sievert (Sv)

Efektiivinen annos



ICRP 103 painokertoimet

Kudos	W_i	$\sum W_i$
Luuydin, paksusuoli, keuhkot, mahalaukku, rinta, muut kudokset	0.12	0.72
Sukurauhaset	0.08	0.08
Rakko, ruokatorvi, maksa, kilpirauhanen	0.04	0.16
Luun pinta, aivot, sylkirauhaset, iho	0.01	0.04
Yht.		1.00

Eri tutkimusten säteilyannoksia

- Säteilyannokseen vaikuttaa
 - Tutkimusmenetelmä
 - Tutkittava kehonosa
 - Kuvausparametrit
 - Potilaan ominaisuudet

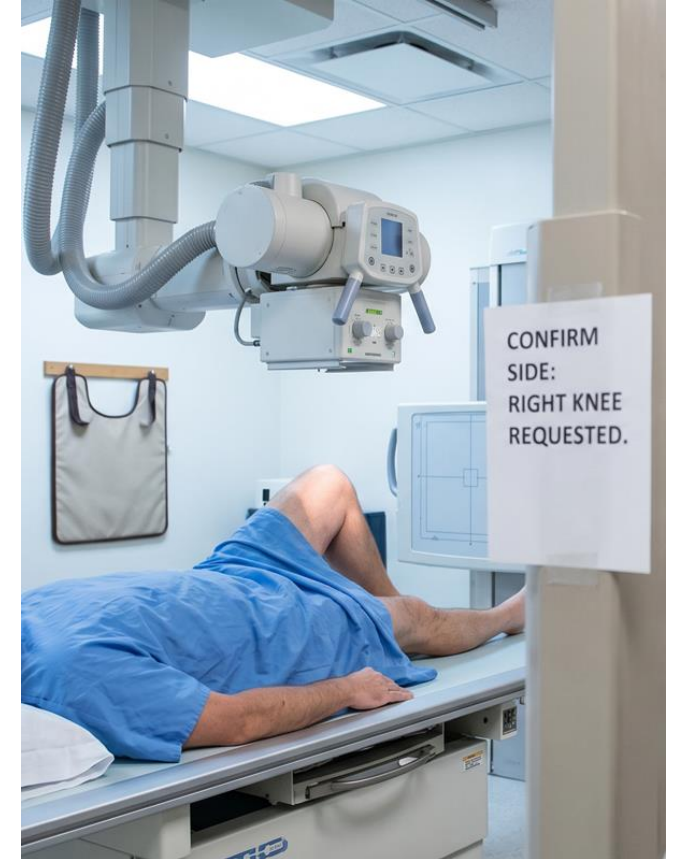
Tutkimus	Efektiivinen annos [mSv]	Vastaava määrä PA-keuhkokuvia*	Ajallinen vastaus keskimääräiselle altistukselle
Tasokuvantaminen			
Keuhkot (PA- ja sivukuva)	0,03	3	2 vrk
Nenän sivuontelot	0,03	2,8	2 vrk
Raajat, esim. polvi	0,01	0,9	15 tuntia
Mammografia	0,12	11	7,4 vrk
Lantio	0,26	24	16 vrk
Lanneranka (AP- ja sivukuva)	0,63	59	39 vrk
Lonkka	0,28	26	17,5 vrk
Hampaiden kuvantaminen			
Panoraamakuvaus hampaista	0,0067	0,23	10 tuntia
Sivus. KKT	0,07		
Tietokonetomografia			
Pää	1,2	187	2,7 kk
Keuhkojen yleistutkimus	2,2	347	5,0 kk
Vatsan yleistutkimus	3,8	602	9 kk
Vartalon yleistutkimus	5,0	802	1 vuosi
Vatsan matala-annos	1,1	177	2,2 kk
Gammakuvaus (99m-Tc)			
Keuhkoperf. ja -ventilaatio + TT	1,7+0,6+0,8	497	7,2 kk
Munuaiset	0,5	80	1,2 kk
Vartijaimusolmuke 37 MBq	0,04	6	2,8 vrk
Luuston SPECT/TT	3,3+3,3	1058	1,3 vuotta
Sydänperf. (lepo+rasitus)			
SPECT/TT	3,0+3,4+0,2	1058	1,3 vuotta
PET**			
Pään FDG PET/TT	3,3+0,06	538	7,8 kk
Sydämen FDG PET/TT	4,9+1,2	978	1,2 vuotta
Kokokeho FDG PET/TT	5,3+3,1	1346	1,6 vuotta
Sydän CTA	5,3	849	1 vuosi
Sydän 15 O perf. PET/TT	0,5+1,2	272	1 kk
Angiografia			
Tahdistimen asennus	0,7	116	1,7 kk
Koronaariangiografia	2,0	324	4,7 kk
Pallolaajennus (PCI)	4,9	790	1 vuosi
Aivoverisuonten angiografia	8,0	1282	1,6 vuotta
Alaraajojen angiografia	2,8	449	6,5 kk

* Iden PA-suuntaisen keuhkokuvan annos 0,006 mSv

** Viimeinen lukema on TT:n annos

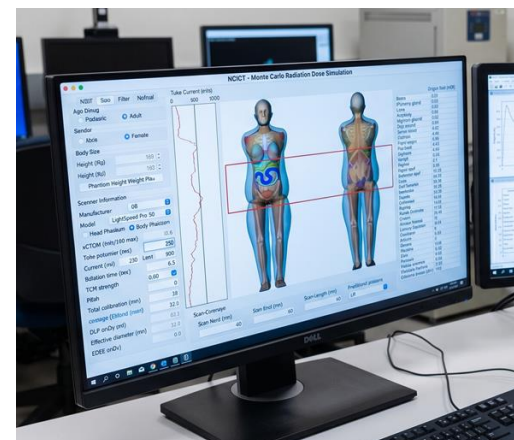
Säteilyturvallisuuspoikkeamat

- Tilanteet, joissa säteilyturvallisuus vaarantuu tai olisi voinut vaarantua.
 - Vakavat tapahtumat, kirjallisesti ilmoitettavat, vuosittaiset yhteenvedot
- Kirjallisesti ilmoitettavia:
 1. Potilaalle tai väärälle potilaalle aiheutuva **ylimääräinen efektiivinen annos ≥ 10 mSv.**
 2. **Väh. 10 potilaalle** systemaattinen poikkeava altistus, jonka suuruus poikkeaa keskiarvoltaan **≥ 50 %** suunnitellusta **tai** tapahtumasta aiheutunut **ylimääräinen efektiivinen annos ≥ 1 mSv.**
- Kyseessä on muu lääketieteellinen altistus, josta on tärkeää tiedottaa muille toiminnanharjoittajille vastaavan säteilyturvallisuuspoikkeaman välttämiseksi.



Potilasannoksen määrittäminen

- Voidaan arvioida eri tavoilla:
 - Konversiokertoimet (k-kertoimet)
 - Monte Carlo –simulaatiot
 - Suorat mittaukset
 - Muut mallinnusmenetelmät



Konversiokertoimet

- Konversiokertoimella tarkoitetaan tekijää, jolla laitteen antama altistus suure muunnetaan efektiiviseksi annokseksi (mSv), esim. $E = k \cdot DLP$
- Kertoimen arvo riippuu: kehonosa, potilaan ikä, sukupuoli, kuvausarvot jne.
- Käyttövalmiita kertoimia kirjallisuudesta, esim:
 - Natiivi – Hart *et al.* (1994) Report NRPB-R262. London: HMSO
 - TT – Deak *et al.* (2010) Radiology 257:1158-66. doi: 10.1148/radiol.10100047
 - Tmp – Compagnone *et al.* (2012) Radiat Prot Phys 39(5):2491-2498. doi: 10.1118/1.3702457
 - Hammas – Helmrot and Carlsson (2005) Radiat Prot Dosimetry 114(1-3):168-71. doi: 10.1093/rpd/nch502

Altistussuureet

- Kuvaavat potilaaseen kohdistuvan säteilyn määrää.
- Annosnäyttö kaikissa laitteissa pakollinen.
 - Natiivi/KKTT/Tmp: annoksen ja pinta-alan tulo (DAP/KAP), yksikkö $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$.
 - Mammografia: keskimääräinen rauhasannos (MGD), yksikkö mGy.
 - TT:n ilmakerman ja pituuden tulo (DLP/KLP), yksikkö $\text{mGy}\cdot\text{cm}$.
- Annostasojen seuranta.
 - Vertailutasot

Monte Carlo –laskenta



- Numeerisen mallintamisen menetelmä, jossa hyödynnetään tilastotiedettä ja todennäköisyyslaskentaa.
- Annoslaskennan ”kultainen standardi”.
- Mallintaa yksittäisten röntgenfotonien vuorovaikutuksia kudoksessa käyttäen todennäköisyysjakaumia.
- Mallinnusprosessi
 - Simuloidaan satunnaisesti suuri määrä röntgenfotoneja halutuilla kuvausarvoilla/-asetuksilla (kV, suodatus, geometria, mAs jne).
 - Mallinnetaan fotonien vuorovaikutukset virtuaalisen fantomin kudoksissa (satunnaisprosessi).
 - Lasketaan kuinka suuri osa säteilyenergiasta absorboituu eri elimiin ja kudoksiin.

Konversiokertoimien määrittäminen

1. Monte Carlo –simulaatiot
2. Eri elimiin absorboituneen annoksen estimointi
3. Efektiivisen annoksen laskenta
4. Altistussuuren arviointi
5. Lasketaan suhde, esim. $k = \frac{E}{DLP}$

Konversiokertoimien edut/puutteet

- + Helppo tapa laskea nopea annosestimaatti muutaman perustiedon pohjalta.
- Yksinkertaistettu, ei aina huomioi esim. potilaan kokoa.
- Useat kertoimista vanhoja.

Monte Carlo –annoslaskentaohjelmia

Ohjelma	Natiivi	TT	Tmp
PCXMC	x	KKTT	x
NCIDose	x	x	x
VirtualDose	x	x	x
CT-Expo		x	
ImPACT		x	
CALDose_X	x		
...			

NCIDose

- National Cancer Instituten annoslaskentaohjelmat:
 - NCIRF – natiivi ja läpivalaisu
 - NCICT – tietokonetomografia
 - NCINM – isotooppilääketiede
 - RadRat – syöpäriskin estimointi
- Ilmainen ei-kaupallisessa käyttötarkoituksessa.
- Laaja realistinen fantomikokoelma.

PHANTOM

- NCI:n laaja realistinen fantomikirjasto.
- Muodostettu kliinisten TT-kuvien pohjalta.
 - >100 kudosta/elintä manuaalisesti segmentoitu.
- Yhteensä 370 eri fantomia.
 - Vastasynt, 1v, 5v, 10v, 15v, aikuinen
 - Huomioi potilaan sukupuolen ja koon
 - Raskaanaoleva potilas, raskauden eri vaiheet
- Mallit ladattavissa pintaverkkoina, vokselidatana, DICOM-muodossa.

VirtualDose

- Virtual Phantoms Inc. kehittämät annoslaskentatyökalut:
 - VirtualDose-DX – diagnostinen röntgenkuvantaminen
 - VirtualDose-IR – toimenpideradiologia
 - VirtualDose-CT – tietokonetomografia
- Software as a service –malli
- Realistiset, deformoituvat fantomimallit
 - Vastasyntyneestä aikuiseen
 - Normaalikokoiset-obeesit potilaat
 - Raskauden eri vaiheet
- Osaa hyödyntää DICOM-tiedot automaattisesti.
- Eri hinnoittelumallit tutkimukseen ja kliiniseen käyttöön.

Käytännön esimerkkejä: TT (normaalikok)

- Tapahtuman kuvaus:
 - Potilaalle (normaalikokoinen aikuinen nainen) keuhkojen TT-tutkimuksesta ylimääräinen altistus, jonka CTDI 4,1 mGy ja DLP 138 mGy·cm
- Konversiokerroin: 2,0 mSv
- NCICT: 2,3 mSv
- VirtualDose-CT: 2,4 mSv

Käytännön esimerkkejä: TT (obeesi)

- Tapahtuman kuvaus:
 - Potilaalle (nainen, BMI ~ 40) vatsan TT-tutkimuksen yhteydessä ylimääräinen altistus, jonka CTDI 15 mGy ja DLP 750 mGy·cm.
- Konversiokerroin: 11,6 mSv
- NCICT: 5,1 mSv
- VirtualDose-CT: 5,0 mSv

Suorat mittaukset

- Tarpeen, jos altistustilannetta ei voi mallintaa tai halutaan tulos ilman mallinnusta.
- Dosimetrit antropomorfisten fantomien sisällä:
 - Dosimetrit, esim. RPL, TLD, MOSFET
 - Fantomit, esim. RANDO, ATOM
- Fantomit edustavat keskikokoista potilasta, ei potilaskohtainen.
- Elin-/kudoskohtaiset annokset → efektiivinen annos.

Potilaskohtainen Monte Carlo –laskenta

- Valmiit fantomimallit eivät täysin vastaa potilaskohtaista anatomiaa.
 - Potilaskohtainen MC-mallintaminen
- Mahdollistaa annosjakauman yksityiskohtaisemman tarkastelun.
- Haasteita:
 - Vaatii simulaation joka potilaalle → hidas
 - Voidaan estimoida vain kuvatun alueen elinkohtaiset annokset → tarkka vain niiden elinten osalta jotka kokonaan kuvatulla alueella
 - Mielenkiinnon kohteena olevien kudosten segmentoiminen → tarvitaan elinkohtaisten annosten määrittämiseksi
- Esim. ImpactMC –ohjelma

Tekoäly annoslaskennan apuna

- Nykymenetelmät liian yksinkertaisia tai liian raskaita rutiinikäyttöön.
- Nopea tapa tuottaa MC-laskentaan verrattavissa oleva annosjakauma.
- Toimii vain samanlaisessa aineistossa kuin malli on koulutettu.

Yhteenveto

- Potilasannosten määrittämiseksi useita lähestymistapoja.
 - Konversiokertoimet → nopea estimaatti
 - Monte Carlo –laskenta → huomioi paremmin potilaan/laitteen ominaisuudet
 - Suorat mittaukset → työläs, mutta yksittäistapauksissa varma tapa saada tulos
- Tulevaisuudessa potilaskohtainen mallinnus voi tarkentaa annoslaskelmia.
 - Tekoäly voi nopeuttaa prosessia entisestään.

Kiitos!

Tekoälyn näkemys
kesäisestä Turusta

