

# Pienten kenttien syöttödatan generointi annossuunnittelujärjestelmään ...alustus

Sädehoitofysikoiden neuvottelupäivät

Helsinki, 15.6.2023

*V-P Heikkilä, OYS*



STUK-B 272 / HELMIKU 2021

Ilkka Jokelainen

B

Annosmääritykset  
sädehoidon  
lineaarikiihdyttimien pienissä  
fotonisäteilykentissä

Terveystieteiden tutkimuskeskus

**TÄMÄN RAPORTIN ON LAATINUT**

Ilkka Jokelainen

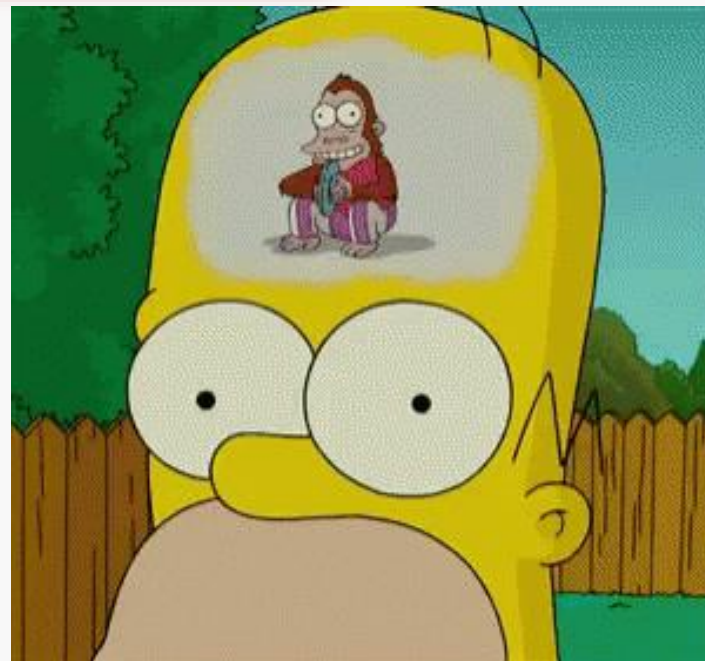
**TULOSAINEISTON MITTAUKSIIN  
OVAT OSALLISTUNEET**

Ilkka Jokelainen

Petri Sipilä

ISBN 978-952-309-499-4 (pdf)

ISSN 2243-1896

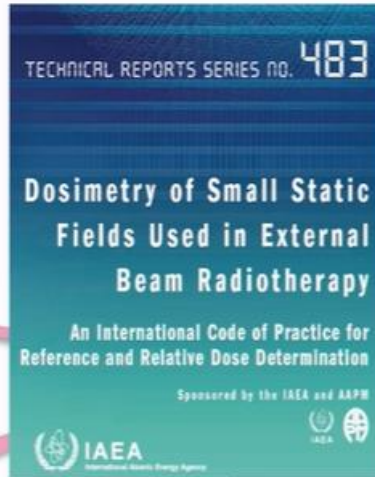




2008



2010



2017

ESTRO2023 12-16 May 2023 Vienna, Austria

2023



Mania Aspradakis  
Switzerland



Questions



Vote

# Kysely eri keskuksiin

- Oma mittaus vs. valmisdata
  - Varian GoldenBeamData 3x3 kenttäkokoihin asti
  - Varianille Reikäkollimaattoreille oma datansa
- Mittausgeometria
  - SSD 100 cm (IAEA TRS398)
  - TPR (SAD 100 cm)
- Detektorit
- Referenssidetektorit
  - ”läpiannosdetektorit”
  - Kentän kylkeen ref.detektorit
  - Keskiarvottaminen (ei ref. detektoria)
- Kenttään rajaus (kollimaattori/MLC)
- Pienimmät mitattavat kenttäkoot
  - DD ja profiilit
  - OutputFaktorit
- Korjauskertoimia
  - Daisy chain – kenttään vaikutuksesta spektrin muutos (intermediate field method)
  - TRS483 korjauskertoimet (OF)
- Useamman detektorin käyttö
- Vesifantomi vs. kuivavesilevyt

# Annossuunnittelujärjestelmän (Eclipse) tarvitseman datan mittaaminen ja syöttäminen

- Yleistä dataa (SAD, SPD, kalibrointisyvyys...)
- Effective target spot size X,Y
  - Kollimaattorin leuat vs. MLC kenttäkoon määrittämisessä => eri arvot!
  - Suuri vaikutus pienillä kentillä ja isoilla kentillä penumbran muodolle
  - Suositus: joka koneelle tarkistus/sovitus (filmi tms. korkearesoluutio)
- Syväannoskäyrät
  - Kenttäkoko suositus 3x3 -> 40x40
  - Pienempien kenttäkokojen (1x1, 2x2) lisääminen ei vaikuta merkittävästi laskentatuloksiin
  - PDD ja profiilit kenttäkoot < 2x2 => konfigurointiohjelma jättää huomiotta!
- Profiilit
  - Vastaavat kenttäkoot kuin DD-mittauksissa
  - 5:llä syvyydellä
  - Diagonaaliprofiili maksimikenttäkoolla
- Output faktorit
  - Kenttäkoot 3x3 ->40x40
  - MLC rajaus: Kenttäkoko < 3x3 voidaan syöttää, mutta ei vaikutusta laskentaan
  - Kollimaattorirajaus: kenttäkoko < 3x3 syöttödata voi parantaa laskentatarkkuutta
- Referenssiannos ja vastaava MU kalibrointisyvyydellä
- MLC parametreja (transmission, DLG)



TRS 483:sta poimittua

# Detektorin valinnassa huomioitavaa

TABLE 6. CHARACTERISTICS OF DETECTORS FOR RELATIVE DOSIMETRY IN SMALL FIELDS [12]

Detector properties	Guidance	Comments
Stability	Short term detector response is better than 0.1% for a total accumulated absorbed dose of many hundreds of kGy from multiple exposures.	Correction for instabilities over time can be made provided the effect is consistent and recalibration is not frequently required.
Dose linearity	Linearity is better than 0.1% over an absorbed dose range of at least three orders of magnitude (e.g. 0.01–10 Gy).	
Dose rate linearity	Clinical linear accelerators are typically operated at average dose rates of 0.1–0.4 Gy/s; detector is linear to better than 0.1% over the range of operation of the linac.	The range of dose rates is typical for WFF and FFF beams.
Dose per pulse linearity	A detector's response with changing dose per pulse remains stable to better than 0.1% after correction for ion recombination.	Typical dose per pulse operating conditions are 0.2–2.0 mGy per pulse.
Energy dependence of detector response	The useful energy range of the detectors for small field MV radiotherapy is from $^{60}\text{Co}$ to 10 MV.	An ideal detector is constructed to be energy independent with macroscopic interaction coefficients ( $\mu_{en}/\rho$ for photons and $S/\rho$ for electrons) having a constant ratio to those of water in the energy interval of interest.

TABLE 6. CHARACTERISTICS OF DETECTORS FOR RELATIVE DOSIMETRY IN SMALL FIELDS [12] (cont.)

Detector properties	Guidance	Comments
Spatial resolution	The choice of a suitable detector in terms of spatial resolution is usually based on a trade-off between a high signal to noise ratio and a small dosimeter size.	The requirement for spatial resolution is set by the gradients in the quantity to be measured.
Size of detector	The detector size is such that the volume averaging correction is not larger than 5%.	
Orientation	The response of a detector is ideally independent of the orientation of the detector with respect to the beam and the variation is less than 0.5% for angles of less than 60° between the beam axis and the detector axis.	Detectors do not, in general, have an isotropic response, and either a correction is required to account for the angular response or, more commonly, the beam incidence is fixed (i.e. irradiation from end or side) to minimize the effect.
Background signal	Any form of signal leakage that would contribute to increased background readings is at least three orders of magnitude lower than the detector response per Gy.	The zero dose reading of a detector will affect the low dose limit of the device and the signal to noise ratio.
Environmental factors	Correction over the full range of working conditions enables any influence to be reduced to better than 0.3%.	Measurements are ideally independent of temperature, atmospheric pressure and humidity changes or are corrected accurately for these influence quantities.

Huomioitavaa  
End-to-end mittaukset:  
Timantilla suuntavaste  
40° ≤ 1%, 90° n. 2.5%  
(PTW vs. TRS483)

- "It is advised to use two or three different types of detectors suitable for a particular measurement..."

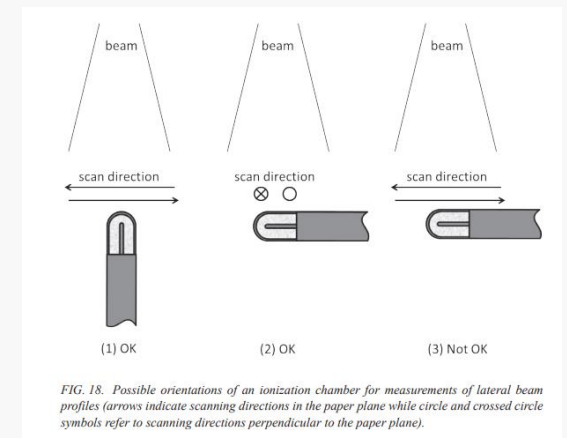
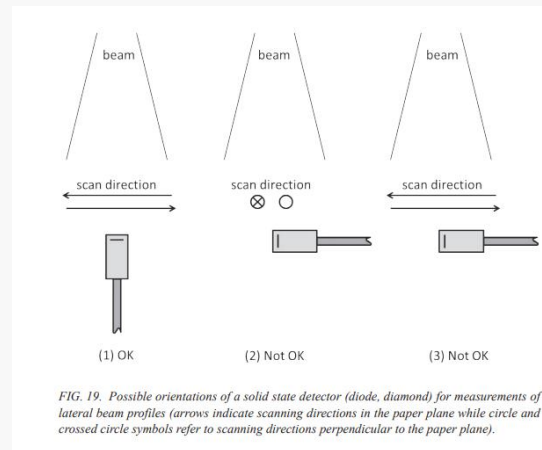
# Syväännoskäyrä

- Syväännoskäyrän mittaamisessa ei-vesiekvivalentti detektori (esim. diodi) tuottaa ylivasteen energiariippuvuuden takia (sironnut matalaenerginen fotonisäteily kasvaa syvyyden funktiona)
- Toisaalta pienimmillä kentillä keskiakselilla energia kovenee (sironnan osuus pienenee suhteessa isoilla kentillä) johtaen alivasteeseen.
- Jos detektorissa korkea Z materiaalia (esim io-kammiossa metallinen keskielektrodi) => sekundäärielektronien fluenssi muuttuu, joka puolestaan johtaa vasteen muuttumiseen kenttäkoon vaihtuessa. Kenttäkoko vaikuttaa energiaspektriin.
- Jostakin syystä CoP ei kata DD-mittauksissa mittafantomien ja kanturien asetteluhyttenevyyttä, kentän kohtisuoruus veden pintaan (Kanturikulman oikeellisuus)
  - Profiilimittauksissa se huomioidaan
  - Esim. PTW BeamScanissa oma mittausprotokolla (beam inclination)
  - Kiihdyttimillä kanturikulman toleranssi yleensä  $0,2^\circ$  (vaikutus  $d_{10}$  0,3 mm /  $d_{30}$  1 mm)



# Profiilin mittaaminen

- Detektorin ominaisuudet vaikuttavat
  - Spatiaalinen resoluutio
  - Suuntavaste
  - Energiavaste
  - Annosnopeusriippuvuus
  - => ”Liquid ion chambers, unshielded diodes, microdiamonds, organic scintillators”
- Detektorin paikka
  - Kenttäristikon mukainen asennus (toleranssi n. 1mm) ei riittävä pienillä kentillä
  - Em. asettelun jälkeen profiilit kahdesta suuntaa ja niiden perusteella siirto (joko 50% profiilitasojen puoliväli tai profiilimaksimi)
  - Kentän keskipiste määritettävä usealla eri syvyydellä (vesifantomien skannaava liike suhteessa kiihdyttimeen / vrt. DD)
- Detektorin suunta



# Tuottotekijä (Output Factor, total scatter factor, relative dose factor)

- OF = tutkittavan kentän absorboituneen annoksen suhde referenssikentän absorboituneeseen annokseen
- OF detektorimittauksilla vaatii yleensä korjauskertoimen pienillä kentillä!!
  - Detektoreilla energiariippuvainen vaste (matalaenerginen sironta)
  - Radiochromic film, nestemäinen io-kammio, orgaaninen skintillaattori => korjauskerroin hyvin lähellä 1
  - Täydellistä pienen kentän detektoria ei ole!
- OF korjauskerroin voidaan määritellä mittaamalla, kokeellisesti geneerinen tai MonteCarlo geneerinen
- Mikäli sopivaa detektoria kenttäkokoihin  $f_{msr}-f_{clin}$  ei ole saatavilla
  - Suositellaan käytettäväksi io-kammiota niin pienille kentille kuin mahdollista (LCPE!) ja siitä pienemmille omaansa (esim. diodia) energia riippuvuuden rajoittamiseksi. => intermediate field method (IFM) = Daisy Chain –menetelmä
- Suositus: OF mittaus pienillä kentillä kahdella eri detektorilla
- LAC (iso tasolevykammio DAP) yhdessä filmin kanssa

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}}$$

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$$

$$k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}} / \bar{D}_{det, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}} / \bar{D}_{det, Q_{msr}}^{f_{msr}}}$$

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \left[ \Omega_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[ \Omega_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{IC}$$

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \left[ \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[ \frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{IC}$$

# Entäpä käytännössä...?

- *Effect of beam configuration with inaccurate or incomplete small field output factors on the accuracy of treatment planning dose calculation* Sendani et al. Med.Phys 2019
- Konfiguroitiin kolme kiihdytintä (per algoritmi), jokainen kolmella eri OF-setillä
  - ohje: Varian ≈ Pinnacle
  - Samat DD:t ja profiilit (FS  $\geq 2$  cm)
  - OF:
    - 1. kone: "Korjattu" OF (mittaus W1 skintillaattori, FS 1x1...)
    - 2. kone: "Korjaamaton" OF (mittaus A1SL io-kammiolla 0.053 cm<sup>3</sup>)
    - 3. kone: "Kliininen" OF (mittaus W1 skintillaattori, mutta pienin kenttäkoko 2x2)
  - Algoritmit: AXB, AAA, CCC,
    - DLG, Transmission, focal spot size samat kaikille, grid 2.5 mm pienillä kentillä 1mm
  - Laskenta/mittaus Kiinteävesi-fantomi, mittaussyvyys 5cm, target A1SL 0.015mm<sup>3</sup>, ArcCHECK, FS<3x3 sylinterifantomi (TomoTherapy) Gafchromic EBT3 filmillä
  - Staattiset kentät
    - Kollimaattorirajatut FS (0.6x0.6 – 10x10)
    - MLC rajauksella FS (1x1.../ kollimaattorin leuat isommat 3x3...)
    - Kollimaattori/MLC rajaus (molemmat samaan kokoon, 1x1...)
  - IMRT/VMAT
    - AXB,CCC
    - Kliinisten suunnitelmien (useita eri kohteita) uudelleen laskenta

# Mittauksista poimittua

Mitattu vs. laskettu

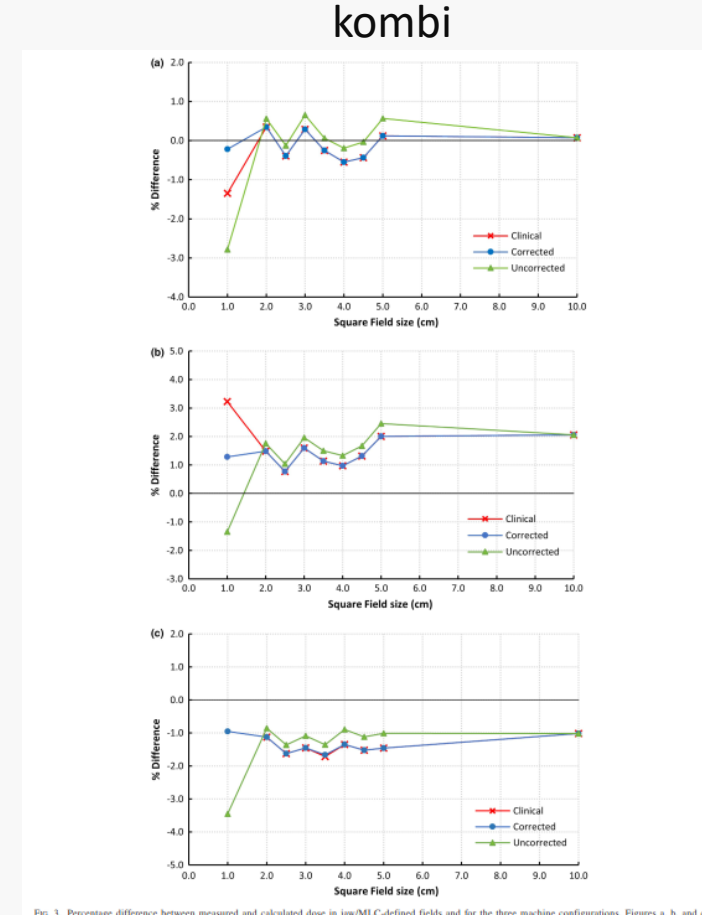
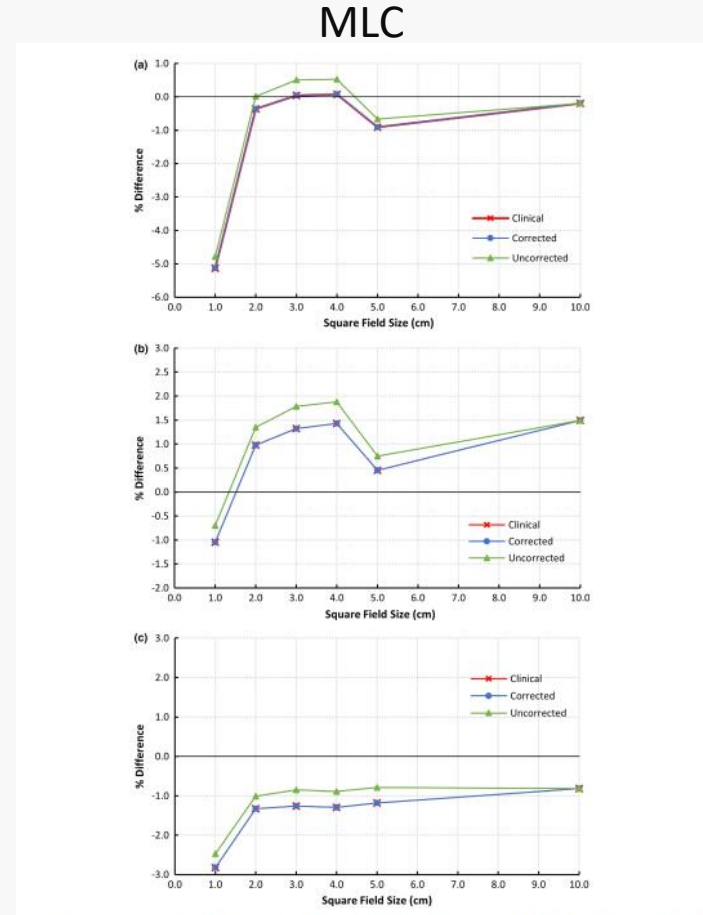
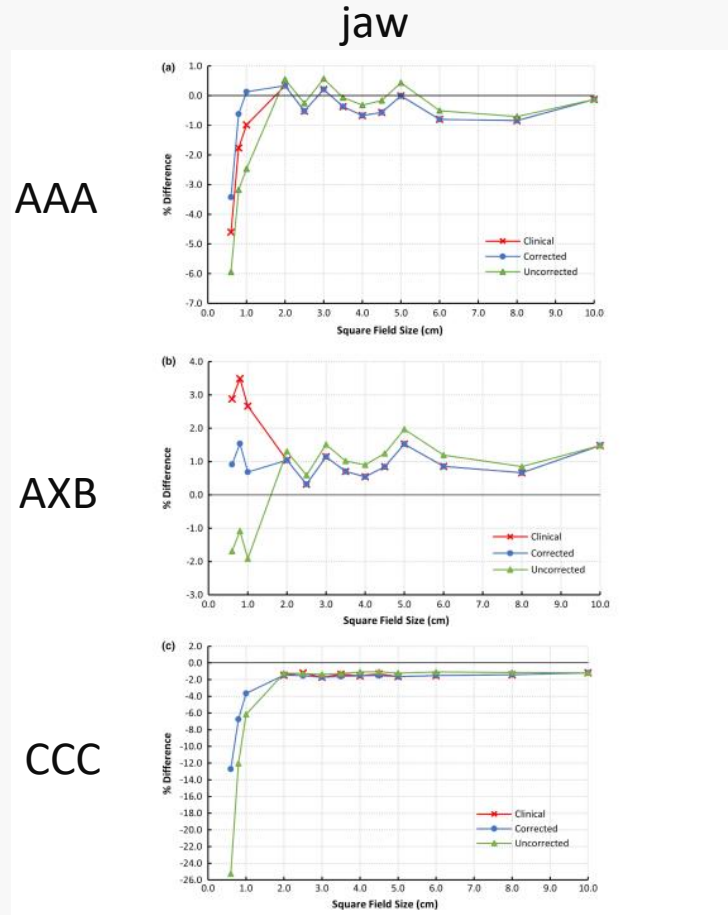


FIG. 1. Percentage difference between measured and calculated dose in jaw-defined fields and for the three machine configurations. Figures a, b, and c show results for anisotropic analytical algorithm, Acuros XB and collapsed cone convolution/superposition algorithms, respectively. [Color figure can be viewed at wileyonlinelibrary.com]

FIG. 2. Percentage difference between measured and calculated dose in MLC-defined fields and for the three machine configurations. Figures a, b, and c show results for anisotropic analytical algorithm, Acuros XB and collapsed cone convolution/superposition algorithms, respectively. [Color figure can be viewed at wileyonlinelibrary.com]

FIG. 3. Percentage difference between measured and calculated dose in jaw/MLC-defined fields and for the three machine configurations. Figures a, b, and c show results for anisotropic analytical algorithm, Acuros XB and collapsed cone convolution/superposition algorithms, respectively. [Color figure can be viewed at wileyonlinelibrary.com]

TABLE II. Percentage difference between measured and calculated dose at isocenter and  $\gamma$  analysis of intensity modulated radiation therapy (IMRT) and volumetric modulated arc therapy (VMAT) plans in the three configured machines for Eclipse treatment planning system.

Site of treatment	# Segments	#Fields	Field size (cm)	Clinical		Uncorrected		Corrected	
				%diff	$\gamma$ (2%-2 mm)	%diff	$\gamma$ (2%-2 mm)	%diff	$\gamma$ (2%-2 mm)
Pelvis VMAT	356	2	17-21	-0.3	94.4	-0.5	92.7	-0.6	94.2
Abdomen IMRT	134	6	10.1-2.8	-1.4	99.4	-1.4	99.6	-1.0	99.1
Head and neck IMRT	282	9	13.6-17.6	-0.3	95.8	-0.2	95.7	-0.5	95.9
Head and neck VMAT	356	2	18.9-21.4	1.2	94.0	0.8	95.5	1.2	94.2
Partial brain VMAT	228	2	1.6-1.9	5.2	87.0	7.7	91.6	6.4	89.6
Partial brain IMRT	116	6	2.1-2.3	1.6	94.0	1.5	86.6	2.5	97.9

Medical Physics, 46 (11), November 2019

# Lopputulema

- $FS \geq 2 \times 2$  (kollimaattori, MLC tai yhdistelmä)
  - OF-mittaus sopivan pienellä detektorilla antaa riittävän tarkkuuden konfigurointiin kaikilla kolmella algoritmilla
- $FS < 2 \times 2$  (kollimaattori tai yhdistelmä)
  - Korjatut OF parantavat tarkkuutta kaikilla algoritmeilla
  - $< 1 \times 1$  algoritmit itsessään vaikuttavat myös
- $FS > 1 \times 1$  (MLC rajattu)
  - OF korjauskertoimilla ei vaikutusta laskentatarkkuuteen
  - $1 \times 1 \Rightarrow$  algoritmi vaikuttaa
- IMRT/VMAT suunnitelmat
  - Kollimaattorirajattu kenttäkoko suurin tekijä laskentatarkkuudessa
  - $FS \geq 3 \times 3$ , korjatuilla OF arvoilla ei vaikutusta laskentatarkkuuteen vaikka kentässä moduloituja pikkukenttiä
  - $FS < 3 \times 3$ , korjatut OF arvot parantavat laskentatarkkuutta ja QA läpimenoa (gamma index)

# Effect of inaccurate small field output factors on brain SRS plans *Dobberthien et.al., Biomed. Phys. Eng. 2022*

- TrueBeam 6FF ja 6FFF
  - Kliiniset suunnitelmat
  - konfigurointi korjaamattomilla ja korjatuilla output faktoreilla
  - Suunnitelmien vertailu keskenään
- Korjatuilla OF:lla tehty suunnitelman mean dose oli n. 2% pienempi suhteessa korjaamattomiin
  - Target
    - 1.6 % ± 0.9 % FF-suunnitelmissa (p< 0.001)
    - 1.8 % ± 1.5 % FFF-suunnitelmissa (p<0.01)
  - Brainstem
    - 1.6 % ± 0.9 % FF-suunnitelmissa (p=0.03)
    - 1.8 % ± 1.5 % FFF-suunnitelmissa (p=0.1)

# Muuta mielenkiintoista Output Faktorien mittaamisessa

- Detektorin suunta
  - TRS483 suosittaa
- ...Mutta Erittäin pienillä kentillä (conet 1.4 - 3.6 mm)
  - MC laskenta näyttää OF kertoimille kohtisuorassa asettelussa pienemmät arvot kuin aksiaalisessa asettelussa
  - Osittaistilavuuskertoimet tulevat huomattavasti suuremmiksi beamin suuntaisella asettelulla kuin kohtisuoralla asettelulla (45% - 2.7%)
- Käytännössä kohtisuora asettelu helpompi kiinteä vesi -fantomissa

TABLE 22. DETECTOR ORIENTATION, WITH RESPECT TO THE BEAM CENTRAL AXIS, FOR RELATIVE DOSIMETRY IN SMALL PHOTON FIELDS

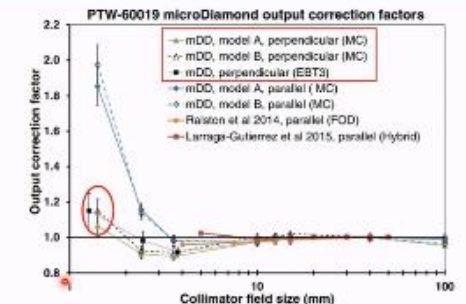
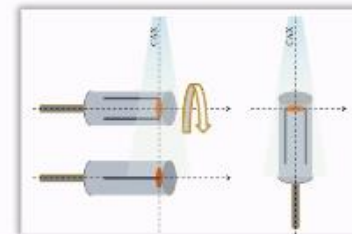
Detector type	Detector's geometrical reference	Lateral beam profiles	Field output factors
Cylindrical micro ion chamber	Axis	Parallel or perpendicular	Perpendicular
Liquid ion chamber	Axis	Perpendicular	Parallel
Silicon shielded diode	Axis	Parallel	Parallel
Silicon unshielded diode	Axis	Parallel	Parallel
Diamond detector	Axis	Parallel	Parallel
Radiochromic film	Film surface	Perpendicular	Perpendicular

## Issues raised: Orientation & response of the microdiamond PTW 60019

Output and  $k_{Q_{microD}, Q_{ref}}$  correction factors measured and calculated in very small circular fields for microDiamond and EFD-3G detectors  
E. Alhakeem and S. Zavgorodni, Phys Med Biol 2018 Vol. 63 Issue 15, pages 155002

### Equipment

- Linac: Varian TrueBeam
- Energies (MV): 6, (WFF)
- Circular fields: 1.27mm, 2.46, 3.77, 10 - 40mm
- Reference detectors: EBT3
- Detectors: PTW 60019 mDm, IBA EFG-3G
- Monte Carlo simulationa: BEAMnrc/DOSXYZnrc



	Volume averaging correction factor ( $k_{vol}^{MC}$ )	
	Collimator field size (mm)	microDiamond
Perpendicular orientation	1.41	1.299
	2.46	1.016
	3.77	1.016
	10	1.002
Parallel orientation	1.41	2.011
	2.46	1.211
	3.77	1.041
	10	1.001

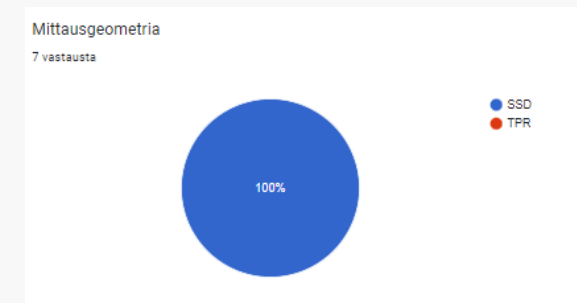
# Kysely ja kysymyksiin liittyviä tutkimuksia maailmalta

- Vastauksia 7 keskuksesta



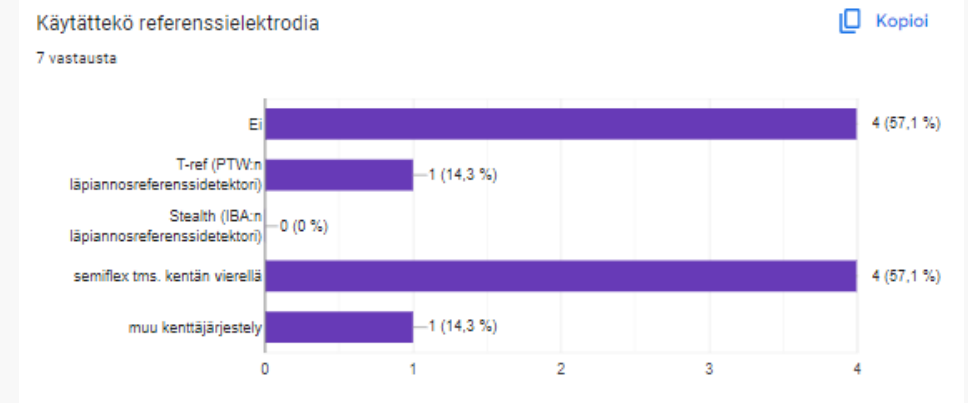
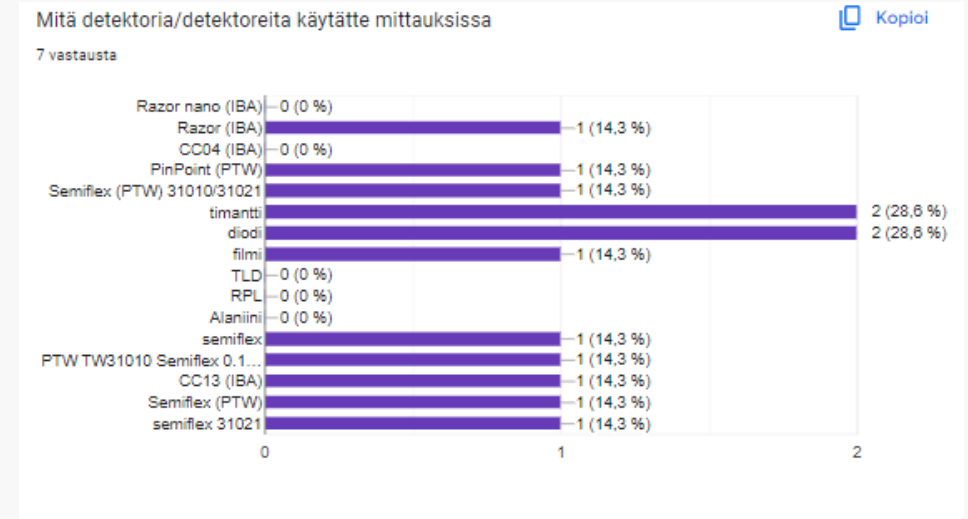
# Oma mittaus vs. valmisdata / SSD vs. TPR

- Kaikki mittaavat SSD-järjestelyllä
  - Varian cones vaatii TPR mittaukset (SAD)
- Kyselyyn vastanneet kaikki käyttävät omaa mittausta
  - Halcyonille syöttödata suoraan Varianilta!
  - Varian suosittelee reikäkollimaattoreille valmisdataa, mutta data ei tue TRS483:a
    - Irmen et. al. Verification of representative data for output factors of SRS cones utilizing IAEA TRS 483 recommendations, *Phys.Med.Biol* 2019
    - Korjatut OF:t pienempiä kuin valmisdata
      - d 4mm -> n. 9%
      - d 10 mm -> n. 4.5%
      - Valmisdatalla mahdollinen aliannos suunnitelmaan

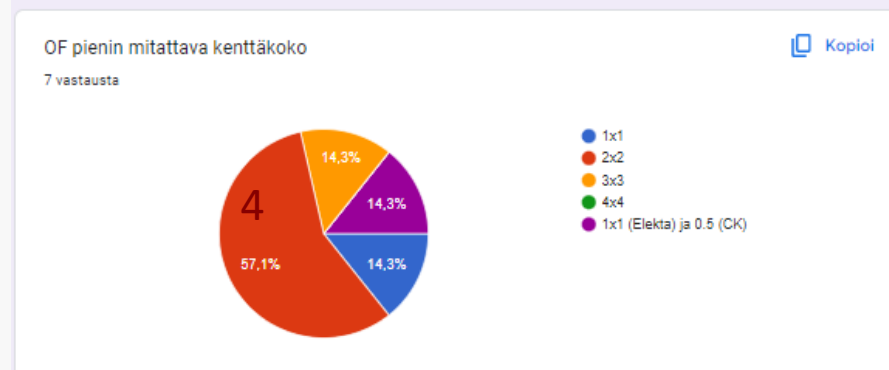
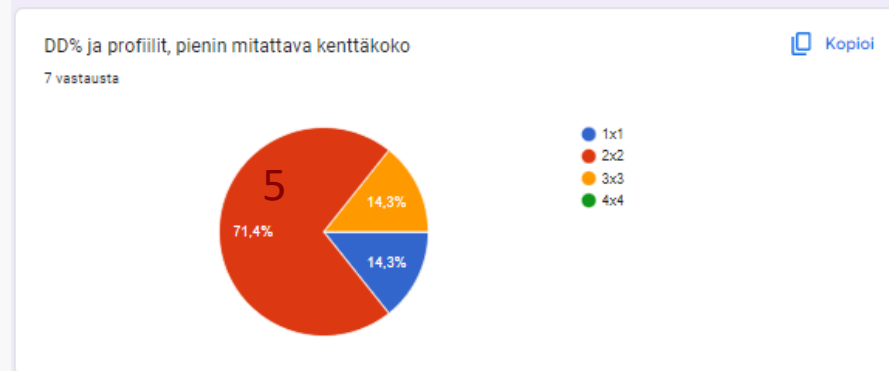
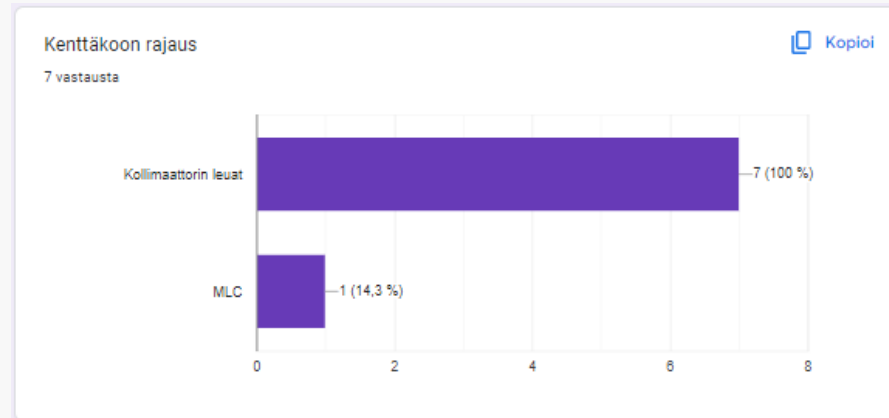


# Käytettävät detektorit ja referenssidetektorit

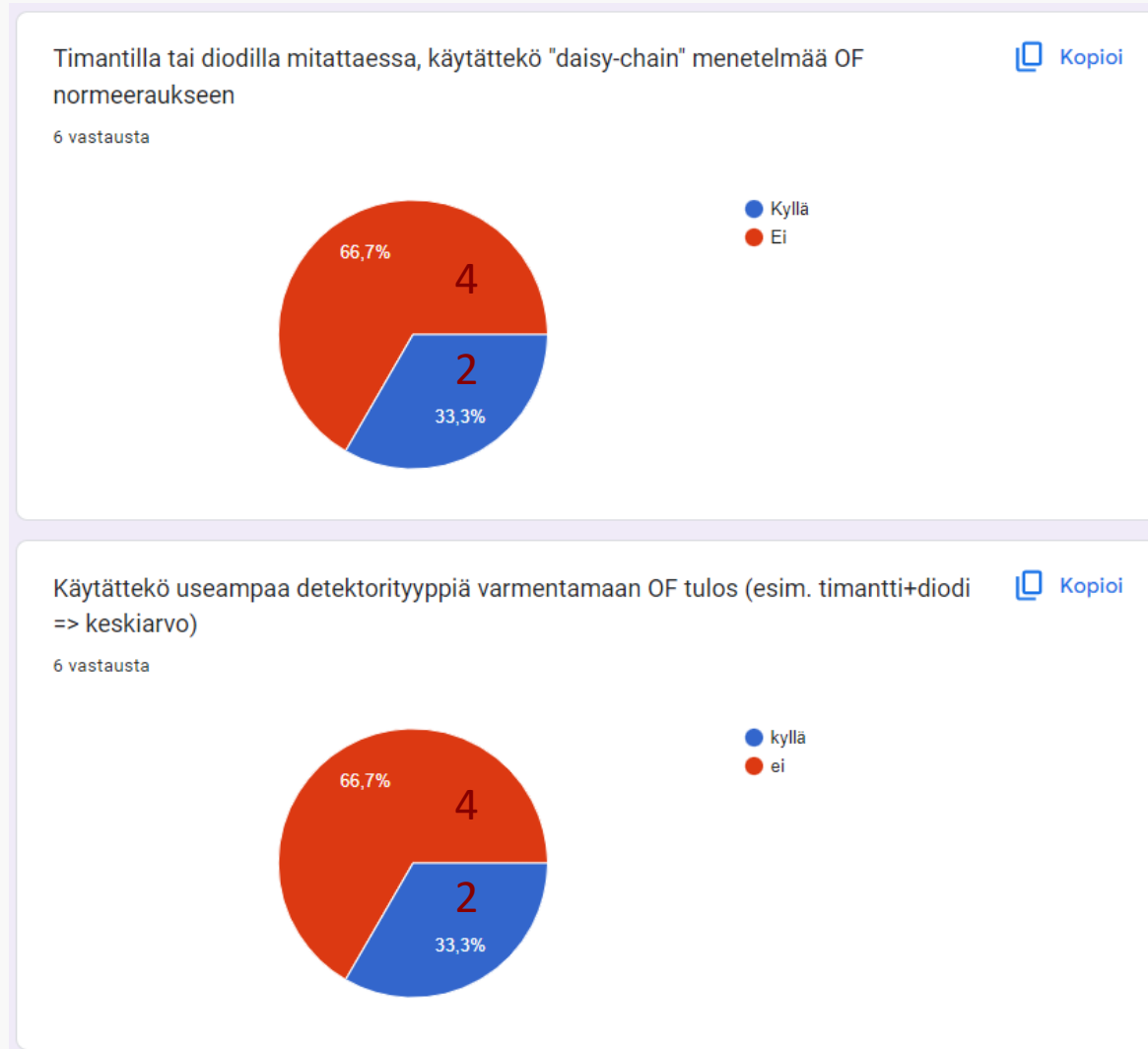
- Semiflex 3 keskusta (kyselyssä sotku)



# Kenttäkoon rajausta ja käytettävät kenttäkoot



# Detektoreiden ketjuttaminen (daisy-chain) ja usean detektorin käyttäminen

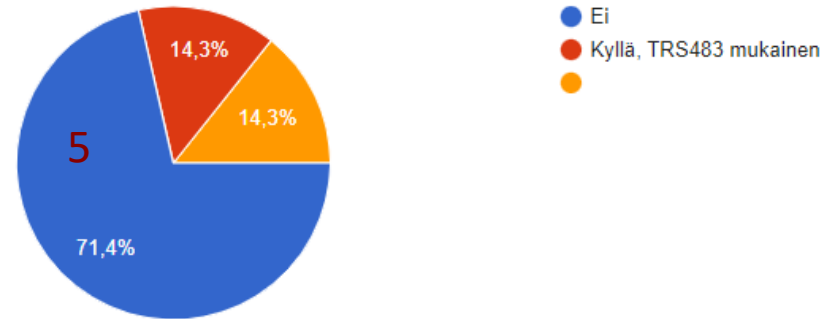


# OF-korjauskertoimien käyttö - mittausfantomi


Käytättekö OF mittauksissa korjauskertoimia

 Kopioi

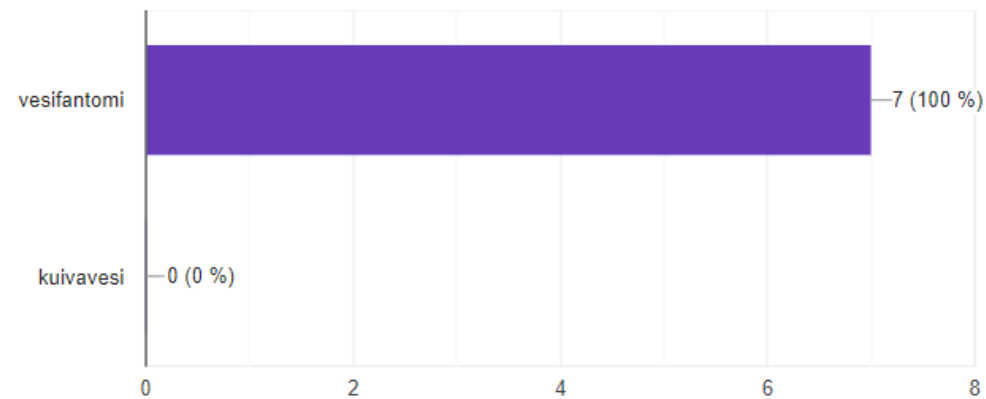
7 vastausta



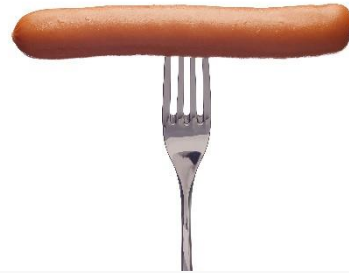
Mittaatteko vesifantomissa vai kuivavesilevyillä

 Kopioi

7 vastausta



# Magneettilinakki



- Oma korjauskerroin
- Detektorikohtaiset korjauskertoimet magneettikentän voimakkuuden mukaan



Extending TRS-483 for small field dosimetry in MR-linacs

Jacco de Pooter, The Netherlands

Presentation Number: OC-0113

**ESTRO 2023**

$$OF(S) = \frac{M(S)}{M(S_{msr})} \cdot k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}(S) \cdot \frac{k_B(S)}{k_B(S_{msr})}$$

TRS-483

Small-cavity chamber dose response in megavoltage photon beams coupled to magnetic fields

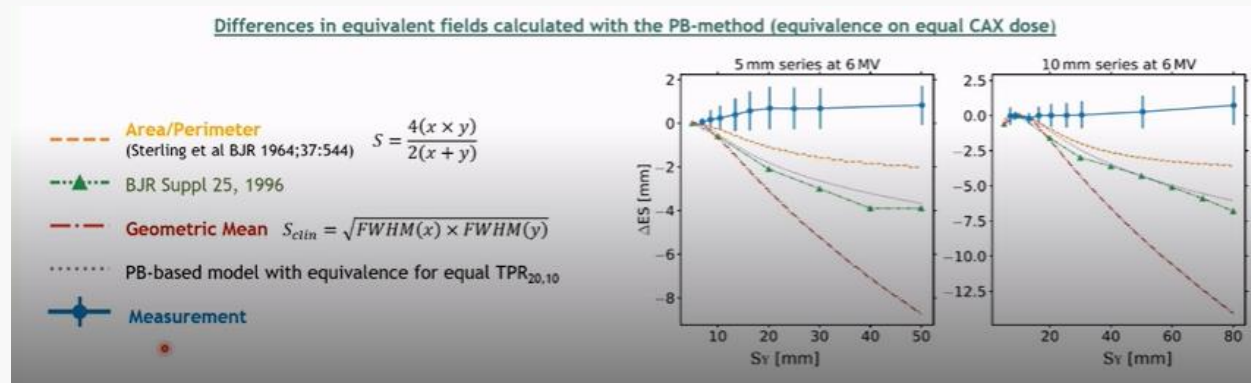
Yansen Cervantes<sup>1</sup>, Elias Billas<sup>2</sup>, David Shipley<sup>3</sup>, Simon Duane<sup>4</sup> and Hugo Boucard<sup>5</sup>  
*Phys. Med. Biol.* **65** (2020) 245008

Monte Carlo calculation of detector perturbation and quality correction factors in a 1.5 T magnetic resonance guided radiation therapy small photon beams

Yansen Cervantes<sup>1</sup>, Justine Duchaine<sup>2</sup>, Elias Billas<sup>3</sup>, Simon Duane<sup>4</sup> and Hugo Boucard<sup>5</sup>  
*Phys. Med. Biol.* **66** (2021) 225004

# Satunnaisia poimintoja...

- Uusia detektoreita => tarvitaan uusia korjauskertoimia
- Efektiivinen kenttäkoko
  - TRS483:n käyttämä antaa huonomman tuloksen kuin perinteinen Sterling



Technical note: Determining equivalent squares of high-energetic photon fields  
J. Ringholz, S. Wegener, O. Sauer, Med Phys 2023, 50, p 1242-1250

- Varian Eclipse 18 => enhanced DLG
  - Pitäisi ottaa huomioon paremmin pienet kentät