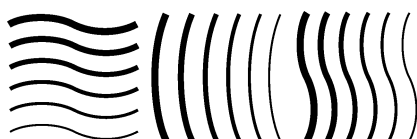


Handleiding rekensheet RT

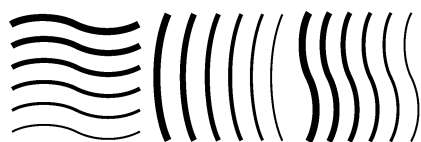
Behorende bij risico-inventarisatie en –analyse van de stralingshygiëne voor radiotherapeutische verrichtingen in ziekenhuizen.

**NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE
Platform Stralingsbescherming in het Ziekenhuis**

Tweede Versie
December 2019



Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie
Platform "Stralingsbescherming in het ziekenhuis"
Handleiding rekensheet RT
December 2019



Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie
Platform "Stralingsbescherming in het ziekenhuis"
Handleiding rekensheet RT
December 2019

Preface

The Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie (NCS, Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, <http://www.radiationdosimetry.org>) was officially established on 3 September 1982 with the aim of promoting the appropriate use of dosimetry of ionising radiation both for scientific research and practical applications. The NCS is chaired by a board of scientists, installed upon the suggestion of the supporting societies, including the Nederlandse Vereniging voor Radiotherapie en Oncologie (Netherlands Society for Radiotherapy and Oncology), the Nederlandse Vereniging voor Nucleaire Geneeskunde (Dutch Society of Nuclear Medicine), the Nederlandse Vereniging voor Klinische Fysica (Dutch Society for Medical Physics), the Nederlandse Vereniging voor Radiobiologie (Netherlands Radiobiological Society), the Nederlandse Vereniging voor Stralingshygiëne (Netherlands Society for Radiological Protection), the Nederlandse Vereniging voor Medische Beeldvorming en Radiotherapie (Dutch Society for Medical Imaging and Radiotherapy), the Nederlandse Vereniging van Klinisch Fysisch Medewerkers (Dutch Society for Medical Physics Engineers), the Nederlandse Vereniging voor Radiologie (Radiological Society of the Netherlands) and the Belgische Vereniging voor Ziekenhuisfysici/Société Belge des Physiciens des Hôpitaux (Belgian Hospital Physicists Association). To pursue its aims, the NCS accomplishes the following tasks: participation in dosimetry standardisation and promotion of dosimetry intercomparisons, drafting of dosimetry protocols, collection and evaluation of physical data related to dosimetry. Furthermore, the commission shall maintain or establish links with national and international organisations concerned with ionising radiation and promulgate information on new developments in the field of radiation dosimetry.

Current members of the board of the NCS

J.B. van de Kamer, Chairman
T.W.M. Grimbergen, Vice-Chairman
J. de Pooter, Secretary
J.M.J. Hermans, Treasurer
A. Rijnders
N. de Graaf
F.W. Wittkämper
M.K. de Fluiter-Zeeman
J.R. de Jong
P. Sminia
N.A.P. Franken

NCS platform “Stralingsbescherming in het ziekenhuis”

De taakstelling van het platform zijn advisering wat betreft de regelgeving KEW die betrekking heeft op de aandachtsgebieden van de NCS. Dit houdt praktisch in het begeleiden en initiëren van de totstandkoming van praktische handvatten voor de naleving en invulling van bestaande en nieuwe regelgeving KEW op het gebied van de aandachtsgebieden van de NCS. Dit geschiedt vanuit het werkveld en voor het werkveld van de stralende beroepen, werkzaam in academische ziekenhuizen, algemene ziekenhuizen en/of zelfstandige instituten.

Leden van het NCS platform “Stralingsbescherming in het ziekenhuis”:

Peter Brands (voorzitter, NVKF)
Kitty Hoornstra (secretaris, NVS)
Bradley Pieters (NVRO)
Marja Harbers (NVKFM)
Jeroen Zöllner (NVMBR)
Neanke Bouwman (NVZA)
Alie Vegter (NVMBR)
Jan Habraken (NVNG)
Herman Pieterman (NVvR)
Niels Veltman (NVNG)
Jeroen van de Kamer (NCS)

NCS, Delft, The Netherlands
For more information on the NCS and the NCS platform, see
<http://www.radiationdosimetry.org>

Handleiding rekensheet RT

Behorende bij risico-inventarisatie en –analyse van de stralingshygiëne voor
radiotherapeutische verrichtingen in ziekenhuizen.

Auteur:

H.M. Harbers

Meelezers:

S. Heukelom

J.B. van de Kamer

Inhoud

1	Introductie	6
2	Opbouw rekensheet	6
3	Beschrijving per modaliteit.....	7
3.1	Lineaire versnellers	8
3.2	CT	14
3.3	Orthovolt	15
3.4	Brachytherapie HDR en PDR	16
3.5	I-125 implantatie.....	17
3.6	PET-CT	18
4	Literatuur.....	19

1 Introductie

Een risico inventarisatie en evaluatie (RI&E) dient te worden uitgevoerd volgens de Regeling stralingsbescherming beroepsmatige blootstelling 2018 [1], artikel 2.1 “Nadere eisen risico-inventarisatie en –evaluatie met het oog op de risico’s van blootstelling van werknemers aan ioniserende straling” en Bijlage A “Nadere eisen en elementen betreffende de risico-inventarisatie en –evaluatie”.

In het document “RIAS Samenvatting” [2] wordt het drie stappen model van Bijlage A uitgewerkt. De tweede stap uit het model is het bepalen van de blootstelling.

Dit document is de handleiding behorende bij de rekensheet voor het bepalen van de blootstelling bij radiotherapeutische verrichtingen met toestellen die (hoogenergetische) straling uitzenden (lineaire versnellers, orthovolt apparatuur) en/of met radioactieve bronnen (Ir-192 en I-125) brachytherapie.

Omdat werknemers op radiotherapie afdelingen ook in aanraking kunnen komen met (PET)/CT systemen wordt hier ook kort aandacht aan besteed. Voor een uitgebreidere behandeling van deze systemen wordt verwezen naar de RIAS-NG [13] en RIAS-RAD [14].

Daarnaast kan de rekensheet ook gebruikt worden voor afschermingsberekeningen.

Per modaliteit wordt de reguliere blootstelling op de gebruikelijke werkplek berekend (veelal de Bedieningsruimte). Bij de lineaire versnellers wordt ook de reguliere blootstelling bij de ingang van het labyrint en op de terreingrens berekend.

Tevens zijn voor elke modaliteit enkele scenario’s van voorziene onbedoelde gebeurtenissen (VOG) uitgewerkt die kunnen bijdragen aan de potentiële blootstelling van de werknemers.

2 Opbouw rekensheet

Elke toestel of radioactieve bron heeft een eigen tabblad waarin de bijdrage aan de blootstelling op de gewenste rekenpunten wordt berekend.

Op de rekestabbladen worden de benodigde gegevens zoals productiegegevens, toestel- of bron gegevens, afstanden en afschermingsdiktes ingevuld. De TVT’s van de afscherming, reflectiecoëfficiënten en patiëntscatterfactoren worden automatisch ingevuld in de toestel- en brontabbladen. De gebruiker wordt wel geacht op de drie desbetreffende tabbladen, genaamd “TVT’s afscherming”, “reflectiecoëfficiënten” en “patiëntscatterfactoren” de door de NCS voorgestelde waarden te controleren en eventueel aan te passen.

Omdat de bestralingsruimtes (bunkers) van de lineaire versnellers vaak geclusterd bij elkaar liggen wordt voor elk gedefinieerd rekenpunt rondom de bunkers de bijdrage van elke versneller aan de blootstelling op een rekenpunt berekend (ook al is de bijdrage te

verwaarlozen). De gebruiker kan deze te verwaarlozen bijdragen, indien gewenst, zelf verwijderen.

Omdat voor de berekening van de blootstelling ten gevolge van handeling bij een lineaire versneller de geometrie (opstelling van de versneller in de bestralingsruimte, ontwerp labyrint) van belang is zijn op het tabblad “plattegronden Linac” een aantal schematische opstellingen weergegeven die gebruikt moeten worden bij de berekening van de blootstelling bij de ingang van het labyrint: hier zijn de gebruikte afstanden en scatteroppervlakten schematisch weergegeven.

In het tabblad “Samenvatting” word een totaal overzicht weergegeven van de reguliere blootstellingen per rekenpunt en de potentiële blootstelling per VOG.

Voor de lineaire versnellers wordt hiervoor de bijdrage van elke versneller voor een rekenpunt gesommeerd.

Het tabblad “Overzicht t.b.v. RI&E” geeft per toestel en bron de “Dosis per FTE” weer en de dosis per VOG. De dosis per FTE/VOG wordt automatisch gevuld met dosiswaarden uit het tabblad “Samenvatting”.

Individuele medewerkers kunnen vervolgens op basis van hun eigen case mix van handelen hun risico met behulp van dit tabblad inschatten.

3 Beschrijving per modaliteit

De blootstelling aan straling ten gevolge van het uitvoeren van radiotherapeutische werkzaamheden kunnen worden toegekend aan een aantal verschillende modaliteiten

- lineaire versnellers
- Computer tomografie (CT)
- orthovolt
- brachytherapie: HDR, PDR met Ir-192 afterloaders
- I-125 implantatie
- PET-CT

In de volgende paragrafen wordt per modaliteit beschreven hoe de blootstelling wordt berekenend.

3.1 Lineaire versnellers

De rekensheet berekent de dosis voor de punten die in de bedieningsruimte liggen, ingang labyrint en voor door de gebruiker te kiezen punten en de terreingrensdosis.

Normaal gesproken is er alleen een fotonenbijdrage van de primaire-, verstrooide- en lekstraling. Voor de punten die bij de ingang van het labyrint liggen is er behalve deze bijdragen ook nog een bijdrage mogelijk van neutronen en capture-gamma fotonen. Dat geldt vanaf 15 MV bundels; voor lagere energie is de neutronbijdrage te verwaarlozen.

Het model en de gebruikte formules zijn ontleend aan NCRP 151 [3]

(IAEA 47 [4] hanteert vrijwel hetzelfde model en formules, met kleine accent verschillen)

1. primaire bundel:

a: primaire straling direct op het rekenpunt gericht:

$$H_p = W \cdot F_e \cdot F_r \cdot \frac{1}{d_p^2} \cdot T$$

b: primaire bundel, verstrooid via labyrint richting ingang labyrint:

1. primaire bundel; via de bunkerwand(en) verstrooid

$$H_{ps} = \frac{W \cdot F_e \cdot F_r}{d_{p1}^2} \cdot \frac{A_1 \cdot \alpha_1}{d_{z1}^2} \cdot \frac{A_3 \cdot \alpha_3}{d_{z3}^2} \cdot \frac{A_5 \cdot \alpha_5}{d_{z5}^2} \cdot T_{deur}$$

2. primaire bundel, deels verzwakt door labyrintmuur en verder verstrooid in labyrint

$$H_{ps} = \frac{W \cdot F_e \cdot F_r}{d_{p2}^2} \cdot \frac{A_2 \cdot \alpha_2}{d_{z2}^2} \cdot \frac{A_5 \cdot \alpha_5}{d_{z5}^2} \cdot T_{labyrintmuur} \cdot T_{deur}$$

2. lekstraling:

a: lekstraling direct op het rekenpunt gericht

$$H_l = W \cdot F_l \cdot F_e \cdot (F_c + F_l \cdot C_l) \cdot \frac{1}{d_l^2} \cdot T$$

b: lekstraling, verstrooid via labyrint richting ingang labyrint

1. lekstraling, via de bunkerwand verstrooid

$$H_{ls} = \frac{W \cdot F_l \cdot F_e \cdot (F_c + F_l \cdot C_l)}{d_{l1}^2} \cdot \frac{A_4 \cdot \alpha_4}{d_{z4}^2} \cdot \frac{A_5 \cdot \alpha_5}{d_{z5}^2} \cdot T_{deur}$$

De lekstraling, deels verzwakt door labyrintmuur en verder verstrooid in labyrint wordt verwaarloosbaar geacht.

3. patiënt strooiing

a: verstrooiing vanuit de patiënt direct op het rekenpunt gericht is niet meegenomen.

b: verstrooiing vanuit de patiënt via de bunkerwand richting ingang labyrint

$$H_{spat} = \frac{W \cdot a(\theta) \cdot F_e \cdot F_r \cdot \frac{F}{400}}{d_{sca}^2 \cdot d_{pat}^2} \cdot \frac{A_4 \cdot \alpha_4}{d_{z4}^2} \cdot \frac{A_5 \cdot \alpha_5}{d_{z5}^2} \cdot T_{deur}$$

$$d_{sca}^2 = 1 \text{ m en } d_{pat} = d_{l1}$$

4. neutronen en capture-gamma fotonen

Note: neutronen kunnen vrijgemaakt worden door fotonen van 8 MV en hoger, waarna het neutron na voldoende scattering geabsorbeerd kan worden in een atoomkern en daarbij weer een foton (capture gamma foton) genereert. Van toepassing bij een versnelling vanaf 15 MV.

De dosis, bij de ingang van het labyrint, ten gevolge van verstrooiing van de neutronen in het labyrint en de dosis ten gevolge van capture-gamma fotonen wordt berekend met behulp van de Modified Kersey methode, zoals beschreven is in o.a. NCRP 151 [3], IAEA 47 [4] en McGinley [5].

Door het aanbrengen van neutronen reducerende materialen (bijv. BPE platen in de hoek van het labyrint) kan de neutronen- en capture-gamma dosis verlaagd worden. In de literatuur, Lalonde [8] en Wang [9], worden verschillende percentages genoemd voor deze reductie in dosis.

De bijdrage van dosis ten gevolge van directe en lek neutronen wordt verwaarloosd.



let wel: bij neutronen stralingsbelasting berekening is er gereede kans op (forse) onderschatting in de berekening.

a. dosis ten gevolge van de neutronen bij ingang labyrint:

$$H_n = W \cdot F_e \cdot (F_c + F_l \cdot C_l) \cdot H_{n,D} \cdot (1 - V_{n,BPE}) \cdot T_{deur}$$

$$H_{n,D} = 2,4 \cdot 10^{-15} \cdot \varphi_A \cdot \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \cdot \left[1,64 \cdot 10^{-\left(\frac{d_{n2}}{1,9}\right)} + 10^{-\left(\frac{d_{n2}}{TVD}\right)} \right]$$

$$\varphi_A = \frac{\beta Q_n}{4\pi d_{n1}^2} \cdot \frac{5,4\beta Q_n}{2\pi S_r} \cdot \frac{1,3Q_n}{2\pi S_r}$$

β = transmissiefactor voor neutronen voor de afscherming van de kop van de versneller: 1 voor lood en 0,85 voor wolfram.

$$TVD = 2,06 \cdot \sqrt{S_1}$$

b: dosis ten gevolge van capture-gamma fotonen

$$H_{cg} = W \cdot F_e \cdot (F_c + F_l \cdot C_l) \cdot K \cdot \varphi_A \cdot 10^{-\frac{d_{n2}}{TVD_{cg}}} \cdot (1 - V_{cg,BPE}) \cdot T_{deur}$$



In de rekensheet kan voor K en TVD_{cg} gekozen worden uit waarden die in NCRP 151 [3], IAEA 47 [4], McGinley [5] en Wu [6] genoemd worden.

5. stralingsbelasting op de terreingrens

voor 'verder weggelegen' punten (op de terreingrens) is er een stralingsbelasting ten gevolge van directe primaire straling, directe lekstraling en een bijdrage ten gevolge van skyshine.

a: **primaire** en **lekstraling** direct gericht op het beschouwde punt

$$H_p = W \cdot F_e \cdot F_r \cdot \frac{1}{d_p^2} \cdot T$$

$$H_l = W \cdot F_l \cdot F_e \cdot (F_c + F_l \cdot C_l) \cdot \frac{1}{d_l^2} \cdot T$$

b: **skyshine**

$$H_{s,p} = 2,5 \cdot 0,01 \cdot H_{d_i,p} \cdot \Omega_p^{1,3} \cdot \frac{1}{d_s^2}$$

$$H_{d_i,p} = W \cdot F_e \cdot F_r \cdot \frac{1}{d_i^2} \cdot T$$

$$H_{s,l} = 2,5 \cdot 0,01 \cdot H_{d_i,l} \cdot \Omega_l^{1,3} \cdot \frac{1}{d_s^2}$$

$$H_{d_{i,l}} = W \cdot F_l \cdot F_e \cdot (F_c + F_l \cdot C_l) \cdot \frac{1}{d_i^2} \cdot T$$

3: De bijdrage van eventuele neutronenstraling is niet meegenomen.

In NCRP 151 [3] en McGinley [5] wordt een methode gegeven voor het berekenen van de neutronen skyshine.



Note: de berekende bijdrages zijn veel lager dan metingen laten zien: zie tabel 5.2 in NCRP 151 [3]. Metingen door VUmc uitgevoerd voor een 15 MV bundel laten zien dat de metingen een significante hogere waarde laten zien dan de berekening.

Door het toepassen van IMRT en/of VMAT zal ten gevolge van de extra MU's voor deze technieken de stralingsbelasting ten gevolge van lekstraling, neutronen en capture-gamma-fotonen toenemen. Middels een IMRT-factor C_l , wordt deze toename in rekening gebracht.

Voor Flattening Filter, FF, versnellers wordt voor C_l veelal een waarde tussen de 2 en 10 genomen, meestal 5.

Voor Flattening Filter Free, FFF, versnellers is in Kry [7] beschreven hoe C_l bepaald kan worden.

In Kry [7] wordt voor 6 MV 2,4 en voor 18 MV 1,3 genoemd.

Gebruikte symbolen:

α_x = reflectiecoëfficiënt = verstrooide straling op 1 m afstand als fractie van de straling per m² bestraald oppervlak

β = transmissiefactor voor neutronen voor de afscherming van de kop van de versneller

φ_A = neutronenfluentie in punt A per Gy_{isocentrum}

Ω = ruimtehoek van de bundel, $\Omega = 2\pi(1 - \cos\theta)$

waarbij: θ = halve tophoek van de primaire bundel of lekstraling

$a(\theta)$ = patientscatterfactor voor scatterhoek θ

A_x = aangestraalde oppervlakte (m²)

C_l = IMRT factor: vermenigvuldigingsfactor om het extra aantal MU benodigd voor een IMRT/VMAT behandeling in rekening te brengen

d_i = afstand focus/isocentrum tot 2 m boven dakoppervlak (m)

waarbij voor primair bundel: focus en voor lekstraling isocentrum

d_l = afstand isocentrum tot het beschouwd rekenpunt (lekstraling) (m)

$d_{lx} = d_{pat}$ = afstand isocentrum tot het 1^e verstrooiende oppervlak (m)

- d_{n1} = afstand isocentrum tot punt A
 d_{n2} = afstand punt A tot ingang labyrint
 d_p = afstand focus tot het beschouwde rekenpunt (primaire bundel)(m)
 d_{px} = afstand focus tot het 1^e verstrooiende oppervlak (primaire bundel) (m)
 d_{zx} = afstand verstrooiend oppervlak – verstrooiend oppervlak of
afstand verstrooiend oppervlak tot beschouwde rekenpunt (m)
 d_{n1} = afstand isocentrum tot punt A
 d_{n2} = afstand punt A tot ingang labyrint
 d_i = afstand focus/isocentrum tot 2 m boven dakoppervlak (m)
waarbij voor primair bundel: focus en voor lekstraling isocentrum
 d_s = afstand isocentrum tot het beschouwde punt (m)
 F = veldgrootte op de patiënt (cm²)
 F_c = fractie van de workload van de toegepaste energie uitgevoerd met conventionele
technieken
 F_l = fractie van de workload van de toegepaste energie uitgevoerd met IMRT/VMAT
technieken
 F_l = ratio van de workload lekstraling en workload primaire straling
 F_e = ratio van de workload uitgevoerd met beschouwde energie en totale workload W
 F_r = richtingsfactor van de bundel
 H_{cg} = stralingsbelasting t.g.v. capture-gamma fotonen bij ingang labyrint (Sv/week)
 H_{di} = stralingsbelasting 2 m boven dakniveau (Sv/week)
 H_l = stralingsbelasting t.g.v. lekstraling (Sv/week)
 H_{ls} = stralingsbelasting t.g.v. verstrooide lekstraling (Sv/week)
 H_n = neutronendosisequivalent bij ingang labyrint (Sv/week)
 $H_{n,D}$ = neutronendosisequivalent per gray_{isocentrum} bij ingang labyrint (Sv/Gy_{isocentrum})
 H_p = stralingsbelasting t.g.v. primaire bundel (Sv/week)
 H_{ps} = stralingsbelasting t.g.v. verstrooide primaire bundel (Sv/week)
 H_s = stralingsbelasting t.g.v. skyshine (Sv/week)
 H_{spat} = stralingsbelasting t.g.v. patientverstrooiing in het labyrint (Sv/week)
 K = ratio van de gamma-capture dosis en de neutronenfluentie in punt A (Sv m²)
 Q_n = “neutron source strength”: aantal neutronen per Gy_{isocentrum}
 S_r = totale oppervlakte wanden, vloer en plafond van de bestralingsruimte
 S_0 = dwarsdoorsnede van het labyrint bij het begin van het labyrint in de bestralingsruimte
(m²)

S_1 = dwarsdoorsnede van het labrynt in de gang van het labrynt (m^2)

T = transmissiefactor van de afscherming (of deur: T_{deur})

$$T = \cdot 10^{-\frac{d}{TVT}}$$

d = dikte van de afscherming (mm of cm)

TVT = tienwaardedikte (mm of cm)

TVD = Tenth-Value Distance voor neutronen in het labrynt (m)

TVD_{cg} = Tenth-Value Distance voor capture-gamma fotonen in labrynt (m)

$V_{n/gc,BPE}$ = reductiefactor voor neutronendosis/capture-gamma dosis vanwege het aanbrengen van polyethyleenplaten met borium (BPE) in hoek labrynt

W = workload primaire bundel in het isocentrum (Gy/week)

3.2 CT

Als model om de stralingsbelasting te berekenen is de Dose Length Product (DLP) methode gebruikt zoals beschreven is in NCRP 147 [10].

Deze methode wordt ook gebruikt in RIAS-RAD 2012 [14].

Aangenomen wordt dat de primaire straling ingevangen wordt door de CT-scanner.

Stralingsbelasting ten gevolge van de secundaire straling:

$$H_{kVp} = (W_{head} \cdot K_{sec}^1(head) + W_{body} \cdot K_{sec}^1(body)) \cdot \frac{1}{d^2} \cdot T$$

H_{kVp} = stralingsbelasting ten gevolge van scans uitgevoerd met hoogspanning kVp
(mSv/week)

W_{head} = aantal scans volgens 'head protocol' per week

W_{body} = aantal scans volgens 'body protocol' per week

K_{sec}^1 = de stralingsbelasting op 1 m afstand van de patiënt

$K_{sec}^1(head) = \kappa_{head} \cdot DLP$ (mGy/scan) met $\kappa_{head} = 9 \cdot 10^{-5} cm^{-1}$

$K_{sec}^1(body) = 1,2 \cdot \kappa_{body} \cdot DLP$ (mGy/scan) met $\kappa_{body} = 3 \cdot 10^{-4} cm^{-1}$

De waarden voor de DLP's kunnen gevonden worden in NCRP 147 [10] of de eigen waarden van de gebruikte CT-scanner kunnen genomen worden.

d = afstand isocentrum tot beschouwde punt.

T = transmissiefactor van de afscherming

De transmissie van de straling wordt beschreven met de volgende fitformule, uit Archer [11]:

$$T(\alpha, \beta, \gamma, x) = \left(\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha \gamma x} - \frac{\beta}{\alpha} \right)^{\frac{1}{\gamma}}$$

De fitparameters α , β en γ beschrijven de transmissiekaracteristiek van een materiaal bij een bepaald röntgenspectrum. Voor een CT-scanner zijn de getalswaarden van α , β en γ , voor lood en beton, 120 en 140 kVp, te vinden in fig. A.2. en A.3. in NCRP 147 [5].

x = de dikte van het materiaal (mm)

3.3 Orthovolt

Gebaseerd op IAEA 47 [4]

Stralingsbelasting per fractie:

$$H_p = W \cdot F_r \cdot \frac{1}{(SSD + d)^2} \cdot T_p \cdot T$$

$$H_l = W \cdot F_l \cdot F_r \cdot \frac{1}{d^2} \cdot T$$

$$H_{ps} = \frac{W \cdot F_r \cdot a \cdot \frac{F}{400} \cdot T}{SSD^2 \cdot d^2}$$

a = scatterfractie = verstrooide straling op 1 m afstand als fractie van de invallende straling per 400 cm² bestraald oppervlak

d = afstand patiënt tot het beschouwd rekenpunt (m)

F = veldgrootte op patiënt (cm²)

F_r = richtingsfactor van de bundel

F_l = ratio van de workload lekstraling en workload primaire straling

H_l = stralingsbelasting ten gevolge van lekstraling (Sv)

H_p = stralingsbelasting ten gevolge van primaire bundel (Sv)

H_{ps} = stralingsbelasting ten gevolge van door patiënt verstrooide straling (Sv)

SSD = afstand focus - patiënt (m)

T = transmissiefactor van de afscherming

T_p = transmissiefactor van de patiënt

W = dosis per fractie op 1 m van het focus (Gy)

$$W = \text{fractiedosis op } SSD \cdot SSD^2$$

3.4 Brachytherapie HDR en PDR

Het is een algemeen model waarbij gebruik gemaakt is van Keverling Buisman [15] en Bos [16]

Voor de stralingsbelasting ten gevolge van brachytherapie HDR en PDR geldt het volgende:

$$H = h(10) \cdot \frac{A}{d^2} \cdot t \cdot \frac{1}{60} \cdot T_p \cdot T$$

H = stralingsbelasting per behandeling (μSv)

$h(10)$ = bronconstante ($\mu\text{Sv h}^{-1}$ per MBq op 1 m)

A = gemiddelde activiteit van de bron tijdens verblijf op de afdeling (GBq)

$$A = \frac{1}{T_b} \cdot A_0 \cdot t_{1/2} \cdot \frac{1}{\ln 2} \cdot (1 - 2^{-t_b/t_{1/2}})$$

t_b = verblijftijd bron op afdeling

A_0 = activiteit bron bij levering

$t_{1/2}$ = halveringstijd bron

t = gemiddelde bestralingstijd per fractie/puls (min)

d = afstand bron tijdens behandeling tot beschouwde rekenpunt (m)

T_p = transmissiefactor van de patiënt

T = transmissiefactor van de afscherming

Stralingsbelasting ten gevolge van opslag van de bronnen valt buiten de RIAS.

Voor de berekening van de stralingsbelasting bij de zgn. noodprocedure wordt uitgegaan van:

1. de activiteit van de bron bij levering.
2. de bron bevindt zich vrij in lucht.
3. gebruik van een verrijdbaar loodscherp mag niet in rekening gebracht worden (maar moet wel gebruikt worden).

Behandelruimtes met een labyrint worden in deze RIAS buiten beschouwing gelaten.

3.5 I-125 implantatie

Het gebruikte model is afkomstig uit een interne communicatie van de auteur met de SBD van het NKI. Daarbij is gebruik gemaakt van Dauer [12], Keverling Buisman [15] en Bos [16]

In de rekensheet wordt voor twee type medewerkers de stralingsbelasting uitgewerkt: degene die de zaadjes bereidt (bereider) en degene die de zaadjes implanteert (implanteerder, veelal radiotherapeut).

Voor de bereider geldt:

$$E = E/K_a \cdot \Gamma_{10} \cdot \frac{A \cdot n}{d^2} \cdot t_v \cdot \frac{1}{60}$$

Voor de implanteerder geldt:

$$E = E/K_a \cdot \dot{D}(30cm) \cdot n \cdot t_i \cdot \frac{1}{60} \cdot 0,5$$

E = stralingsbelasting per implantatie (μSv)

E/K_a = dosisconversiecoëfficiënt (Sv/Gy)

Γ_{10} = Air Kerma Rate constant ($\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ per MBq op 1 m)

A = activiteit van één zaadje (MBq)

n = aantal zaadjes per implantaat

$\dot{D}(30cm)$ = dosistempo op 30 cm van de patiënt ten gevolge van zaadje in patiënt, zie [12]

t_v = tijd dat de zaadjes vrij in lucht zijn (min)

t_i = implantatietijd (min)

d = afstand medewerker tot de zaadjes (m)

3.6 PET-CT

Overgenomen uit RIAS-NG 2012 [13]

$$H = h(10) \cdot A \cdot t \cdot \frac{1}{60} \cdot \frac{1}{d^2} \cdot T$$

- H = stralingsbelasting per behandeling (μSv)
- $h(10)$ = bronconstante ($\mu\text{Sv h}^{-1}$ per MBq op 1 m)
- A = activiteit toegediende radiofarmacon (MBq)
- t = tijdsduur van de handeling (min)
- d = afstand medewerker tot patiënt
- T = transmissiefactor van de afscherming

4 Literatuur

- [1] Regeling stralingsbescherming beroepsmatige blootstelling 2018.
<https://wetten.overheid.nl/BWBR0040573/2018-02-06>

- [2] Brands, P., Jong de, A., Ansems, J., 2019. NCS Communicatie: RIAS Samenvatting
<https://radiationdosimetry.org/documents/rias-algemeenw>

- [3] NCRP 151, Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X-ray and Gamma-Ray Radiotherapy facilities, 2005

- [4] IAEA. Safety Report Series No. 47, Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities, 2006

- [5] McGinley, P.H., Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities, 2nd ed, 2002, Medical Physics Publishing, Madison

- [6] Wu, R.K., McGinley, P.H., Neutron and capture gamma along the mazes of linear accelerator vaults, J. Appl. Clin. Med. Phys. 2003, 4: 162-171. doi:10.1120/jacmp.v4i2.2532

- [7] Kry, S.F., et al, Treatment vault shielding for a flattening filter-free medical linear accelerator, Phys. Med. Biol., 2009, 54; 1265-1273. doi: 10.1088/0031-9155/54/5/011

- [8] Lalonde R., The effect of neutron-moderating materials in high-energy linear accelerator mazes, Phys. Med. Biol., 1997, 42: 335-344. doi: 10.1088/0031-9155/42/2/006

- [9] Wang, X., et al, The neutron dose equivalent evaluation and shielding at the maze entrance of a Varian Clinac23EX treatment room, Med. Phys. 2011, 38 (3): 1141-1149. doi: 10.1118/1.3533713

- [10] NCRP 147, Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging facilities, 2004

- [11] Archer, B.R., et al, Diagnostic X-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation, Health Physics 1993, 507-17

- [12] Dauer, L.T. et al, Assesment of radiation safety instructions to patients based on measured dose rates following prostate brachytherapy, *Brachytherapy* 2004, 3:1-6. doi: 10.1016/j.brachy.2004.02.002
- [13] NCS, Aanbevelingen risicoanalyse en -evaluatie voor Nucleair Geneeskundige verrichtingen in ziekenhuizen, RIAS-NG, 2012
- [14] NCS, Aanbevelingen risico-inventarisatie en –analyse van de stralingshygiëne voor radiologische verrichtingen in ziekenhuizen, RIAS-RAD, 2012
- [15] Keverling Buisman, A.S., Handboek Radionucliden, 2007
- [16] A.J.J. Bos et al, Inleiding tot de stralingshygiëne, 2007