

Validatie en optimalisatie van een voxel fantoom en het design van een dosimeter bij het gebruik van een loden schort voor medische personeel in de interventionele radiologie

Kim Kauwenberghs

Promotor Ugent: prof. dr. Hubert Thierens

Begeleider Ugent: dr. ir. Klaus Bacher

Promotor SCK•CEN: dr. Lara Struelens

Begeleider SCK•CEN: dr. ir. Filip Vanhavere

Masterproef ingediend tot het behalen van de academische graad van

Master in de ingenieurswetenschappen: toegepaste natuurkunde

Vakgroep Medische Basiswetenschappen

Voorzitter: prof. dr. Hubert Thierens

Faculteit Ingenieurswetenschappen en Architectuur

Academiejaar 2010-2011



Voorwoord

Het lijkt wel gisteren dat ik mijn diploma Industrieel Ingenieur Nucleaire Technologie behaalde. Nu, drie jaren later, is ook mijn tijd aan de universiteit van Gent verstreken. De jaren zijn voorbijgevlogen en vele mooie momenten zijn voor eeuwig in mijn geheugen gegrift. Het was een zware reis met veel vallen en opstaan ... en weer verder gaan. Terugkijkend naar die momenten, kan ik met absolute zekerheid zeggen dat ik gegroeid ben, zowel op professioneel als persoonlijk vlak.

Deze masterproef is de ideale manier om dit mooie hoofdstuk van mijn leven af te sluiten en de deur open te zetten voor nieuwe levenservaringen.

Met deze wil ik graag een dankwoord richten aan allen die op een of andere manier een bijdrage geleverd hebben aan de verwezenlijking van deze masterproef en het behalen van mijn diploma.

In de eerste plaats zou ik mijn externe promotoren dr. Lara Struelens en dr. ir. Filip Vanhavere en interne promotoren prof. dr. Hubert Thierens en dr. ir. Klaus Bacher willen bedanken voor de algemene begeleiding en professionele hulp. Zonder hun kostbare tijd, kritische ingesteldheid en bewonderswaardige wetenschappelijke kennis zou dit eindwerk niet tot stand zijn gekomen.

Vervolgens dank ik ook iedereen van het SCK•CEN, met in het bijzonder de medewerkers van de expertisegroep Stralingsbescherming Dosimetrie en Kalibratie, voor hun hulpvaardigheid, inzet en steun.

Ook ir. Simon Vanmaercke en dr. Alexey Stankovskiy wil ik danken voor hun hulp en ondersteuning bij de optimalisatie en visualisatie van het MAX fantoom.

De personen die ik het meest van al dankbaar ben, is mijn familie en vriend. Hun onvoorwaardelijke steun en liefde hielden me staande in moeilijke momenten. Niet enkel wil ik hen danken in het kader van mijn studentenbestaan, ook wil ik hen op het hart drukken hoe fundamenteel hun rol in mijn leven is en hoe hard ik hun inzet naar mij toe apprecieer.

Mijn grote zus Inge en haar man Yves wil ik mijn erkentelijkheid betuigen voor hun steun in zware tijden.

Mijn kleine zus Ilse wil ik overigens danken voor haar rol in mijn studentenleven. Het samen blokken heeft memorabele momenten opgeleverd. Niemand begrijpt de wanhoop, stres en frustraties van een student beter dan een student. Bovendien is haar optimisme, inzet en doorzettingsvermogen een heuse inspiratiebron voor mij.

Ook dank naar mijn 'kleine' broertje Kurt die met zijn mannelijk relativisme vele uitzichtloze momenten wist te doorbreken en die me leerde dat luilekker ontspannen een mens enorm goed kan doen.

Mijn ouders, Johan Kauwenberghs en Rita Moors, spelen elk op hun individuele manier een centrale rol in mijn leven. Geen woorden kunnen uitdrukken hoe dankbaar ik hen ben voor de kansen die ze mij geboden hebben en nog zullen bieden in het leven. Zonder hen zou ik niet in staat zijn mijn dromen te verwezenlijken. Bovendien zijn hun onvoorwaardelijke liefde, vriendschap, steun en oprechtheid een waar voorbeeld voor iedere ouder.

Last but not least, wil ik mijn vriend Jan Bijloos danken voor zijn steun en luisterend oor in de moeilijke momenten. Hij heeft meer dan iemand anders de perikelen van het humeur van een student in stress moeten doorstaan. Zonder zijn steun, begrip, geduld, vriendschap en liefde zou dit jaar emotioneel veel zwaarder zijn geweest.

Bijna afgestudeerd en nieuwe deuren die opengaan! Het moet nog even doordringen ...

Toelating tot bruikleen

“De auteur geeft de toelating deze masterproef voor consultatie beschikbaar te stellen en delen van de masterproef te kopiëren voor persoonlijk gebruik.

Elk ander gebruik valt onder de beperkingen van het auteursrecht, in het bijzonder met betrekking tot de verplichting de bron uitdrukkelijk te vermelden bij het aanhalen van resultaten uit deze masterproef.”

Kim Kauwenberghs, juni 2011

Validatie en optimalisatie van een voxel fantoom en de design van een dosimeter voor medisch personeel bij gebruik van een loden schort

door

Kim KAUWENBERGHS

Scriptie ingediend tot het behalen van de academische graad van
BURGERLIJK INGENIEUR IN DE TOEGEPASTE NATUURKUNDE

Academiejaar 2010–2011

Promotor UGent: Prof. Dr. H. THIERENS

Promotor SCK•CEN: Dr. L. STRUELENS

Copromotor SCK•CEN: Dr. ir. F. VANHAVERE

Faculteit Ingenieurswetenschappen

Universiteit Gent

Vakgroep Toegepaste Natuurkunde

Voorzitter: Prof. Dr. Ir. M. BURGELMAN

Samenvatting

In dit werk wordt een dosimeter ontwikkeld die een conservatieve schatting geeft van de effectieve dosis opgelopen door medisch personeel bij gebruik van een loden schort. Dit gebeurt op basis van effectieve dosis berekeningen (volgens de methode beschreven in ICRP publicatie 103) met behulp van het Male Adult voXel (MAX) fantoom en Monte Carlo simulaties. Deze laatste worden uitgevoerd met behulp van het softwarepakket Monte Carlo N-Particle transport (MCNP-X).

Trefwoorden

dosimeter, loden schort, interventionele radiologie, MAX fantoom

Validation and optimization of a voxel phantom and the design of a dosimeter for the use of a lead apron for medical staff in the interventional radiology

Kim Kauwenberghs

Supervisor(s): Prof. dr. Hubert Thierens (Ghent University), dr. Lara Struelens (SCK•CEN), dr. ir. Filip Vanhavere (SCK•CEN)

Abstract—The purpose of this work is to design a dosimeter which gives an energy independent, conservative estimate of the effective dose of medical staff who use a lead apron for protection. For this, effective dose calculations (method described in ICRP publication 103 [1]) with the Male Adult voXel (MAX) phantom and other Monte Carlo simulations have to be performed. Monte Carlo simulations are performed with the software program Monte Carlo N-Particle transport (MCNP-X).

Keywords—dosimeter, lead apron, interventional radiology, MAX phantom

I. INTRODUCTION

Medical staff in interventional radiology use a lead apron for protection against ionising radiation scattered from patients. Therefore the measured dose value is no conservative estimate anymore for the effective dose, independent of the position of the dosimeter. A lead apron functions as an extra filter when the dosimeter is worn on the personal protection equipment (PPE). A dosimeter positioned underneath the apron, measures weakened radiation scattered from the body. This radiation does not reach the dosimeter and does not contribute to the measured dose. Thus, the meaning of the dosimetric quantity $H_p(10)$ as a conservative estimate of the effective dose is lost. In clinical situations double dosimetry is used, combining two dose values, one measured under and one measured above the lead apron, as an estimate of the effective dose. The use of the dosimeters is unfortunately uneconomical. Another problem with double dosimetry is the absence of regulation and common consensus about the most proper calculation algorithm. Moreover, both dosimeters need to be worn consistently to avoid incorrect readings. The two dosimeters should not be used interchangeably.

A cross-sectional view of the dosimeter used by SCK•CEN is given in figure 1 [2]. The dosimeter consists of three TLD's which differ in filtration. TLD A and B have a 44 and 330 mg/cm² filter. TLD C has a total 750 mg/cm² filter which consists of two aluminium plates with a thickness of 2 mm.

In this work a new dosimeter is designed to be used by medical staff wearing a lead apron in interventional radiology. This dosimeter will be worn on the apron, will give an energy independent conservative estimate of the effective dose and will avoid disadvantages concerning double dosimetry. The design is the result of changing each time one parameter of detector C of the dosimeter used by SCK•CEN in each MCNP-X simulation. TLD's A and B are not changed. We investigate if the measured dose value in detector C or a mathematical combination of the values in TLD's B and C gives an energy independent, conservative estimate of the effective dose. All MCNP-X simulations

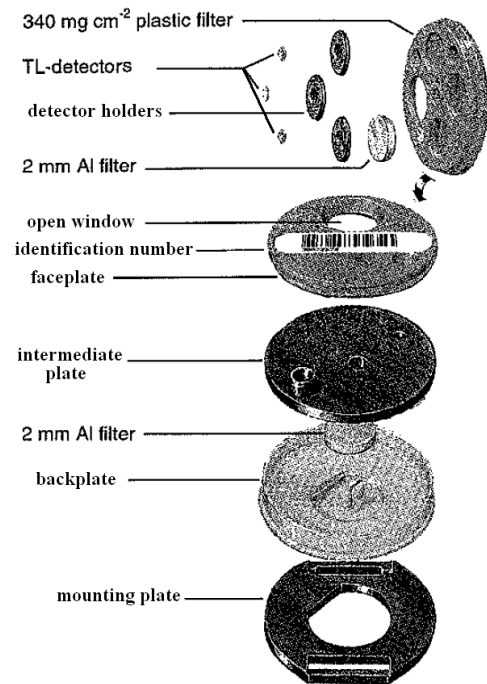


Fig. 1. Cross-sectional view of the dosimeter used by SCK•CEN. [2]

are performed for a parallel mono-energetic source successively with an energy of 20, 40, 60, 80, 100 and 120 keV ensuring a uniform radiation of the geometry.

II. VALIDATION AND OPTIMISATION OF THE MAX PHANTOM

In order to calculate the effective dose of medical staff using a lead apron, simulations with the Male Adult voXel (MAX) phantom were performed. A description of this phantom is given in [3], [4], [5] and [6]. A lead apron and thyroid protector were added to this model by a formal student of SCK•CEN. Some corrections needed to be performed: locating and removing TLD's on top of the apron and holes in the apron, changing the thickness of the lead to a proper value and correcting the programming of the skin, the lead apron and the thyroid protector.

These corrections were partly validated by calculating the organ dose and effective dose conversion coefficients to air kerma

and comparing them with the values published in ICRP publication 74 [7]. The results were in agreement with [5] and [6]. Finally, the plots of the effective dose per unit air kerma for organs located behind the apron and not covered by the apron were calculated. These were in good agreement with what would be expected: organs located behind the lead apron showed a decrease at 100 keV because of the increase of the absorption of lead just after the 88 keV K-absorption edge, organs not located behind the apron did not and organs partly covered had a plot with a more smoother decrease at 100 keV.

Figure 2 shows a three-dimensional image of the optimized and validated MAX phantom extended with lead apron and a thyroid protector.



Fig. 2. Three-dimensional image of the optimized and validated MAX phantom extended with lead apron and a thyroid protector.

Unfortunately, there are limitations to the use of this voxel model. Not all the organs and tissues necessary to calculate the effective dose according to the method published in [7] are present in the phantom. These have to be approximated resulting in a small but not neglectable error. The exact structure of spongy cancellous bone is also too fine for direct association of each voxel with a single bone component [5]. Dose calculations in bone marrow are therefore difficult and different methods are used by each author making comparison impossible [5] [6]. Programming limitations also cause an air gap between the body and the lead (maximum gap of 8.23 cm for the lead apron, maximum gap of 3.19 cm for the thyroid protector). However, these errors are neglectable.

III. DESIGN OF A DOSIMETER FOR THE USE OF A LEAD APRON FOR MEDICAL STAFF IN THE INTERVENTIONAL RADIOLOGY

To determine the perfect dosimeter design, the curve of the effective dose per unit of measured dose have to meet the strict requirements mentioned in [7]:

- The vertical position of the curve may be centered around every value. The curve is moved vertically to the wanted position by a well chosen calibration factor.
- The calibrated curve may not exceed the value one: an underestimate of the effective dose is unacceptable for radiation

protection.

- The curve should show minimal fluctuations as a function of photon energy. The measured dose has to be energy independent.

At first we tried to simulate the 0.5 mm lead apron in the internal structure of detector C by placing a 0.5 mm lead filter in front of the TLD and by removing all other filters. The plots of the effective dose per unit of measured dose as function of the photon energy showed the typical decrease at 100 keV as shown in figure 3. The best results were found for a 0.5 mm and a 0.3 mm lead filter. The fluctuations in the plots still had to be reduced to achieve an energy independent dosimeter.

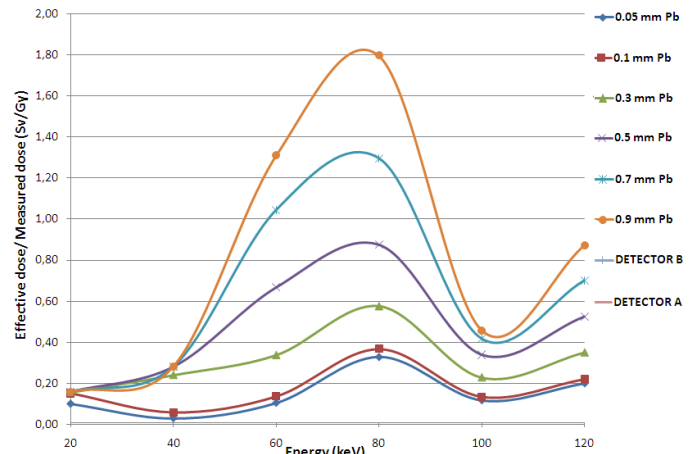


Fig. 3. Effective dose per unit of measured dose as function of the photon energy for different thicknesses of the lead filter in front of TLD C.

Next the influence of the position of aluminum (Al) filters in the dosimeter was determined. Different positions were examined, but the differences were limited to 5%. Also the influence of the thickness of the aluminum filter was investigated. The thickness of the filter as well as the position, have no significant influence.

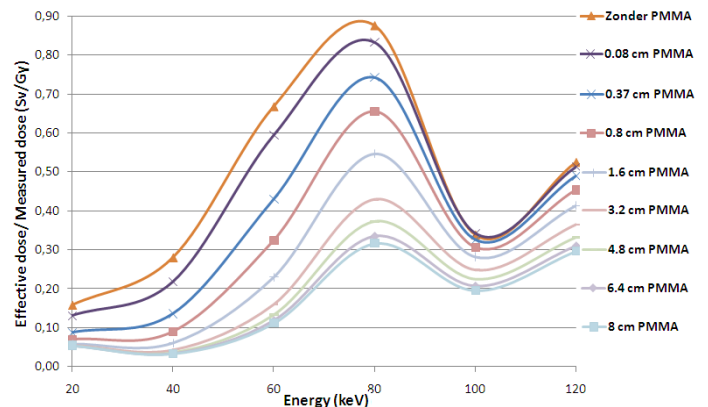


Fig. 4. Effective dose per unit of measured dose as function of the photon energy for different thicknesses of the PMMA filter located behind TLD C.

In order to reduce the fluctuations as function of photon energy a PMMA filter was added behind the TLD. Radiation scattered in this layer and reaching the detector causes a reduction in fluctuations. This effect is energy dependent because the cross

section of Compton scattering depends on the energy of the photons. 8 cm PMMA gave the best results as shown in figure 4. In reality the combination of a 0.3 mm lead filter, a TLD and an 8 cm PMMA filter does not fit the dosimeter with a thickness of 1 cm.

Replacing materials were investigated: copper and teflon. Copper gave no better results: because of its high Z-value (29), the fluctuations as function of energy stabilize at an energy of 80 keV. This is unacceptable. Teflon gave an improvement: the fluctuations as function of photon energy are reduced by 1 cm teflon stronger than 1 cm PMMA. Teflon has a density (2.2 g/cm^3 [8]) greater than that of PMMA (1.19 g/cm^3 [8]) so a greater amount of scattered radiation is produced in teflon. The amount of scattered radiation produced in a plastic filter is in fact dependent on the density: the greater the density, the more scattered radiation is produced. The plots for copper and teflon are shown in figure 5

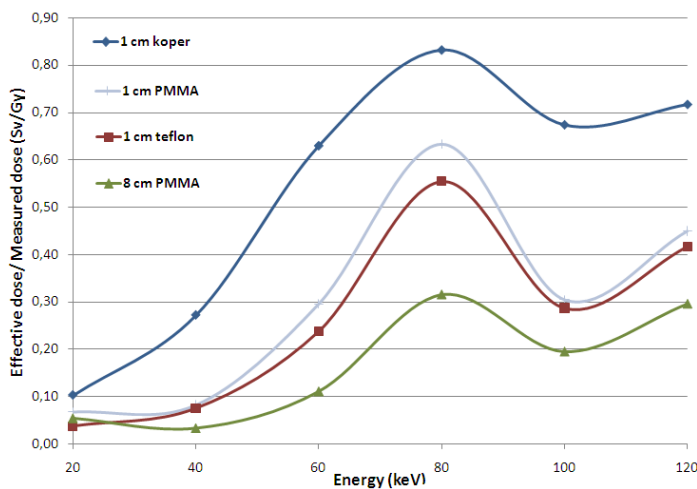


Fig. 5. Effective dose per unit of measured dose as function of the photon energy for a 1 cm copper filter and 1 cm teflon located behind TLD C.

IV. CONCLUSION

In this work calculations were made for an anterior-posterior (AP) radiation geometry with a mono-energetic parallel source. The dose measured by a dosimeter is also dependent on the angle of incidence. This dependency still has to be determined. Also the influence of a more clinical poly-energetic non-parallel source needs to be examined.

No realistic design for a dosimeter was yet found which gives an energy independent conservative estimate of the effective dose of medical staff for the use of a lead apron in interventional radiology. The best results were found for a 0.3 mm lead filter in front of TLD C and an 8 cm teflon filter behind this detector as shown in figure 6. The energy dependency of the effective dose per unit of measured doses were reduced to a factor of 5. This is equivalent with the energy dependency of the depth dose $H_p(10)$ for an anterior-posterior (AP) irradiation [7]. This dosimeter geometry is in reality not possible. A maximum of 0.5 cm teflon can be added to the geometry of detector C.

This work is only a first step in the design of a dosimeter for medical staff using a lead apron. For further research, the

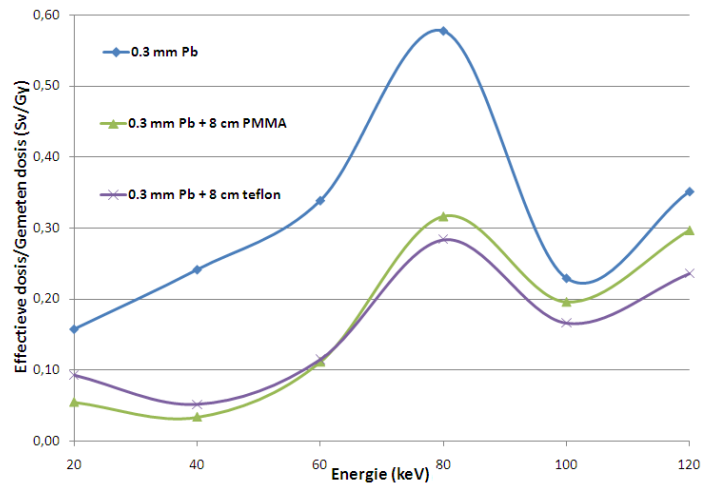


Fig. 6. Effective dose per unit of measured dose as function of the photon energy for three situations: a 0.3 mm lead filter in front of TLD C, a 0.3 mm lead filter in front of and an 8 cm PMMA filter behind TLD C, a 0.3 mm lead filter in front of and an 8 cm teflon filter behind TLD C.

author proposes to investigate other combinations of different filters added to the geometry of detector C. It is also possible to change the geometry of TLD A and/or B as well. A mathematical combination of the measured dose values in detectors A, B and/or C could give an energy independent conservative estimate of the effective dose of medical staff in interventional radiology. In this research only the situation for a dosimeter worn on top of the lead apron has been examined. Further research is needed to determine whether a dosimeter worn on the upper arm is a possible solution to this problem.

REFERENCES

- [1] International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP: The Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 103, Pergamon, (2007).
- [2] Nuclear Research and consultancy Group (NRG), *Toelichting persoonsdosimetrie*, b-08-033, (2010).
- [3] R. Kramer, J.W. Vieira, H.J. Khoury, F. de Andrade Lima, *MAX meets ADAM: a dosimetric comparison between a voxel-based and a mathematical model for external exposure to photons*, Physics in Medicine and Biology, No. 49, pp. 887-910, (2004).
- [4] R. Kramer, J.W. Vieira, H.J. Khoury, F.R.A. Lima, D. Fuelle, *All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry*, Physics in Medicine and Biology, No. 48, pp. 1239-1262, (2003).
- [5] H. Schlattl, M. Zankl, N. Petoussi-Hens, *Organ dose conversion coefficients for voxel models of the reference male and female from idealized photon exposures*, Physics in Medicine and Biology, No. 52, pp. 2123-2145, (2007).
- [6] M. Zankl, N. Petoussi-Hens, U. Fill, D. Regulla, *Organ dose conversion coefficients for external photon irradiation of male and female voxel models*, Physics in Medicine and Biology, No. 47, pp. 2367-2385, (2007).
- [7] International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP: Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation*, ICRP Publication 74, Pergamon, (1997).
- [8] NIST-Physical Measurement Laboratory, *Composition of POLY-TETRAFLUOROETHYLENE TEFLON*, <http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=227>, (2011).

Inhoudsopgave

Voorwoord	iii
Toelating tot bruikleen	v
Overzicht	vi
Extended abstract	vii
Inhoudsopgave	x
Afkortingen	xiii
Begrippen	xiv
Inleiding	1
1.1 Probleemstelling	4
1.2 Inhoud	9
Interventionele radiologie	10
2.1 Dosimetrische grootheden	11
2.1.1 Fysische grootheden	11
2.1.2 Protectiegrootheden	12
2.1.3 Operationele grootheden	15
2.1.4 Conversiefactoren (C_k)	15
2.1.5 Air kerma (K_{air})	16
2.2 Thermoluminescente dosimeters (TLD)	17
2.2.1 Werkingsprincipe	17
2.2.2 Persoonsdosimeter SCK•CEN	20
Monte Carlo N-Particle Transport (MCNP-X)	25
3.1 Basisprincipe	26
3.1.1 Deeltjesbeweging	26

3.2	Fotoninteracties	29
3.2.1	Interactiemechanismen	29
3.2.2	Gedetailleerde fysische behandeling	33
3.3	Interne bibliotheken	36
3.4	Invoerbestand	38
3.5	MCNP-X commando's	41
3.5.1	Energiedepositie (F6)	41
3.6	MCNP-X onzekerheden	44
3.6.1	Geschatte relatieve statistische onzekerheid	44
3.6.2	Tien statistische testen	45
3.7	Simulatie van voxel fantomen	47
Male Adult voXel fantoom (MAX)		48
4.1	Geometrie	51
4.1.1	Geslacht van het voxel fantoom	53
4.1.2	Persoonlijke beschermingsmiddelen (PBM)	55
4.2	Optimalisatie van het MAX fantoom	58
4.2.1	Thermoluminescente dosimeters (TLD)	58
4.2.2	Gaten in de loden schort en schildklierbeschermer	58
4.2.3	Dikte van de loden schort en de schildklierbeschermer	61
4.2.4	Incorrecte programmatie van de huid, de loden schort en de schildklierbeschermer	61
4.3	Validatie van het MAX fantoom	66
4.3.1	Conversiecoëfficiënt	66
4.3.2	Verloop van de effectieve dosis per eenheid air kerma	71
4.3.3	Dosisberekeningen	73
4.4	Beperkingen	77
4.4.1	Persoonlijke beschermingsmiddelen	77
4.4.2	Male Adult voXel fantoom	77
Berekeningen in MCNP-X		79
5.1	Fotonenergieën	80
5.2	Effectieve dosis van het MAX fantoom	82
5.2.1	Berekeningsmethode	82
5.2.2	Resultaten	85
5.3	Huidige persoonsdosimeter van SCK•CEN	88
5.3.1	Stralingsblootstelling zonder het gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen	89
5.3.2	Stralingsblootstelling met het gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen	91

5.4	Design van een nieuwe dosimeter bij het gebruik van een loden schort voor medisch personeel in de interventionele radiologie	96
5.4.1	Invloed van een loden filter gepositioneerd voor de detector	97
5.4.2	Invloed van de positie van de aluminium filters in de dosimeter	100
5.4.3	Invloed van de dikte van een aluminium filter gepositoneerd voor de detector	105
5.4.4	Invloed van een plastic filter tussen de detector en de loden schort op het fantoom	107
5.4.5	Invloed van de dikte van een PMMA filter gepositioneerd achter de detector	111
5.4.6	Alternatieve materialen ter vervanging van PMMA	116
5.4.7	Geometrie	117
5.4.8	Teflon - Koper	118
5.5	Samenvatting van de uitgevoerde MCNP-X simulaties	121
5.6	Beperkingen	123
5.6.1	Male Adult voXel fantoom (MAX)	123
5.6.2	Bestralingsgeometrie	123
5.6.3	Poly-energetische niet-parallelle bron	124
5.7	Onzekerheidsanalyse	125
5.7.1	10 statistische testen	125
5.7.2	Relatieve statistische onzekerheid	125
	Besluit	126
A.1	Code	129
A.2	Resultaat	130
B.1	Simulatie zonder transformatie	131
B.1.1	Huiddosissen	131
B.1.2	Looddosissen	132
B.2	Simulatie met transformatie	133
B.2.1	Huiddosissen	133
B.2.2	Looddosissen	134
	Bibliografie	135
	Lijst van figuren	141
	Lijst van tabellen	146

Afkortingen

Al	Aluminium
cm	centimeter
CT	computed tomography
DAP	dose-area product
DIS	direct ion storage dosimeter
FANC	Federaal Agentschap voor Nucleaire Controle
Gy	Gray
$H_p(0.07)$	huid dosis, d.i. de equivalente dosis op 0,07 mm diepte in weefsequivalent materiaal
$H_p(10)$	dieptedosis, d.i. de equivalente dosis op 10 mm diepte in weefsequivalent materiaal
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units
MIRD	mathematische fantomen, genoemd naar hun eerste vermelding in Pamphlet no.5 van het Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD)
mm	millimeter
MRI	magnetic resonance imaging
PMMA	polymethylmethacrylaat
SCK•CEN	Studiecentrum voor Kernenergie•Le centre d'Etude de l'Energie Nucléaire
SI	système international
Sv	Sievert
TLD	thermoluminescence dosemeter

Begrippen

Auger elektron	een elektron dat uitgezonden wordt doordat de excitatie-energie, ontvangen van het geïoniseerde atoom dat terugkeert naar de grondtoestand, groter is dan zijn bindingsenergie. De energie van het elektron is hierdoor gelijk aan het verschil tussen de excitatie-energie en de bindingsenergie. Een Auger elektron wordt steeds na de emissie van karakteristieke X-stralen gevormd.
Barn	10^{-28} meter
Bindingsenergie	minimale energie noodzakelijk om een deeltje uit zijn binding vrij te maken
Dieptedosis	de equivalente dosis op 10 mm diepte in weefsequivalent materiaal ($H_p(10)$)
Dosislimiet	wettelijk maximaal toegelaten stralingsblootstelling waarbij gestreefd moet worden zo ver mogelijk van deze limieten verwijderd te blijven
Elektronvolt	eenheid van energie gelijk aan de energie verkregen door een elektron bij het doorlopen van een potentiaalverschil van 1 volt
Fluorescente fotonen	karakteristieke X-stralen
Gemiddelde vrije weglengte	de afstand dat een deeltje aflegt in een bepaald medium vooraleer het een interactie ondergaat
Huid dosis	de equivalente dosis op 0,07 mm diepte in weefsequivalent materiaal ($H_p(0.07)$)
Isotroop	richtingsonafhankelijk
Karakteristieke X-stralen	elektromagnetische straling die wordt uitgezonden bij de overgang van een geïoniseerd atoom naar zijn grondtoestand door een herschikking van de elektronen. Hierbij

	wordt een vrijgekomen vacature door een elektron van een hoger energieniveau opgevuld.
Monte Carlo	een berekeningsalgoritme dat gebaseerd is op de herhaalde selectie van willekeurig gekozen getallen en als doel heeft een theoretisch duplicaat te maken van een bepaald statistisch proces
Random	willekeurig
Remstraling	een vorm van elektromagnetische straling die wordt uitgestraald als een geladen deeltje een versnelling ondergaat
Vacature	open plaats op een orbitaal die ingenomen kan worden door elektronen van hogere energieniveaus
Werkzame doorsnede	een maat voor de waarschijnlijkheid dat een invallend deeltje door absorptie, strooiing, ... verdwijnt uit het initiële stralingsveld

Inleiding

Ioniserende straling veroorzaakt stralingsschade door interactie met materie. Ook de blootstelling van het menselijk lichaam aan ioniserende straling houdt negatieve gevolgen in. Reeds enkele maanden na de ontdekking van X-stralen in 1895 verschenen de eerste rapporten over de negatieve gevolgen zoals huidirritaties en haaruitval. Naast deze onmiddellijk zichtbare effecten, werd in 1902 duidelijk dat blootstelling aan ioniserende straling ook risico's op lange termijn inhoudt: carcinogenese.

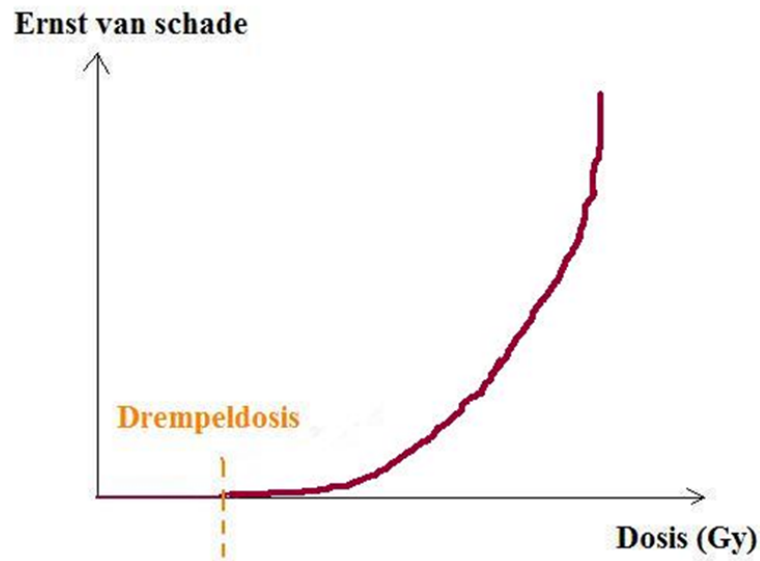
Schade aan een levend organisme als gevolg van blootstelling aan ioniserende straling wordt radiobiologische schade genoemd. Hierbij wordt een onderscheid gemaakt tussen deterministische en stochastische schade.

Deterministische schade is klinisch waarneembaar en wordt veroorzaakt door de blootstelling van een orgaan of het lichaam aan acute hoge dosissen en hoge dosistempi. Dit type van schade treedt bovendien enkel op na het overschrijden van een dosislimiet.

Bij dosissen hoger dan deze limietwaarde wordt een zodanige hoeveelheid cellen onder invloed van ioniserende straling gewijzigd of vernietigd dat het functioneren van het betreffende orgaan verstoord of onmogelijk wordt. Bovendien neemt de deterministische schade meer dan evenredig toe in functie van de dosis. Dit verband wordt grafisch weergegeven in figuur 1.1 [1].

Bij stochastische schade daarentegen is het aantal vernietigde of gewijzigde cellen zodanig klein dat de functionering van het orgaan niet in het gedrang komt. Bovendien beschikt het lichaam over afweermechanismen die gewijzigde cellen moeten vernietigen. Toch bestaat de kans dat zulk een cel overleeft. Hierdoor kunnen de door ioniserende straling gewijzigde cellen na een zekere latentietijd ernstige schade aanrichten onder de vorm van carcinogenese of genetische afwijkingen.

Stralingsbescherming is dus essentieel voor de bescherming van de gezondheid van de be-



Figuur 1.1: Verband dosis en ernst van deterministische schade. [1]

volking. Door de jaren heen zijn zowel op nationaal, internationaal als Europees vlak richtlijnen geformuleerd en maatregelen genomen om de blootstelling aan ioniserende straling te minimaliseren. Hierbij wordt een onderscheid gemaakt tussen beroepsmatige blootstelling, d.i. alle personen die tijdens het uitoefenen van hun beroep of vanwege beroepsopleiding of studie worden blootgesteld aan ioniserende straling en een effectieve dosis boven 1 mSv per jaar kunnen ontvangen, en blootstelling van leden van de bevolking [2].

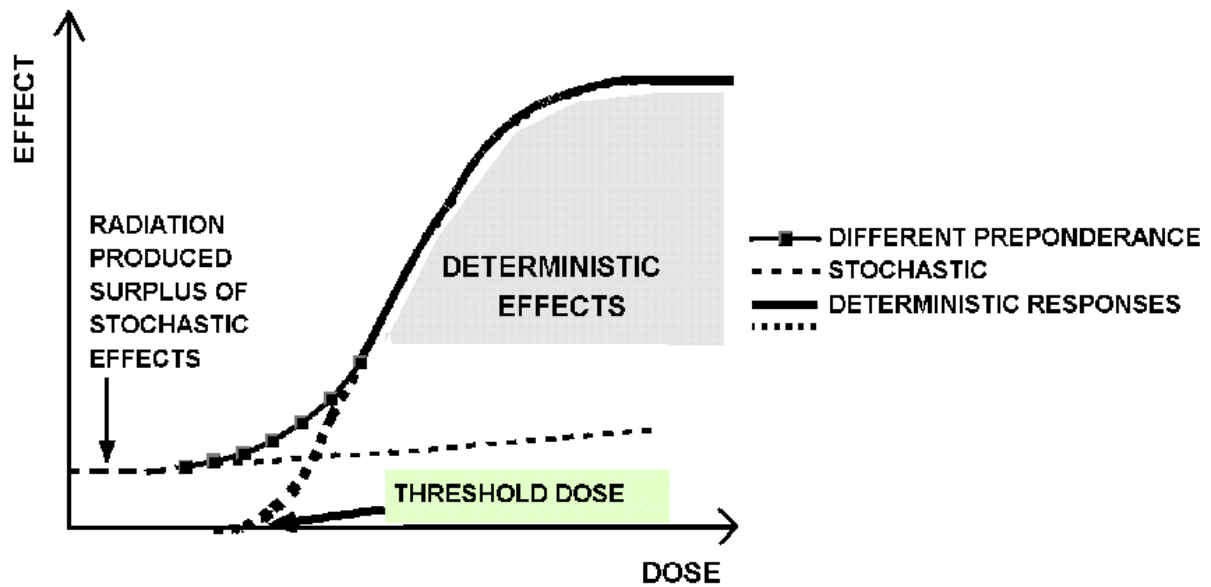
De kans op stochastische schade ten gevolge van stralingsblootstelling is evenredig met de dosis en wordt niet beperkt door een dosislimiet. Dit wordt weergegeven in figuur 1.2 [3]. Stochastische schade heeft hierdoor steeds een zekere waarschijnlijkheid van optreden.

In België zijn de menselijke activiteiten waarbij ioniserende straling aangewend wordt, onderworpen aan de reglementaire bepalingen die vermeld worden in het Koninklijk Besluit op de Stralingsbescherming van 20 juli 2001 [4]. Hierin zijn ook de dosislimieten (uitgedrukt in mSv/jaar) vastgelegd (tabel 1.1) [4]:

Beroepsmatig blootgestelde personen	20 mSv
Leden van de bevolking	1 mSv

Tabel 1.1: Dosislimieten. [4]

Hierbij moet met het oog op het ALARA-principe gestreefd worden zo ver mogelijk van de



Figuur 1.2: Verband tussen stochastische en deterministische schade en de dosis. [3]

beschouwde limiet verwijderd te blijven. ALARA, *As Low As Reasonable Achievable social and economical factors being taken into account*, streeft naar een optimale dosisbeperking binnen de sociale en economische mogelijkheden.

Medische behandelingen die gebruik maken van ioniserende straling zijn echter niet onderhevig aan dosislimieten. Bij patiënten, alhoewel behorende tot de categorie leden van de bevolking, worden hierdoor geen dosislimieten toegepast. Het ALARA-principe staat daarom centraal binnen de patiënt dosimetrie. Medisch personeel daarentegen behoren tot de groep beroepsmatige blootstelling [2].

1.1 Probleemstelling

Het gebruik van ioniserende straling in medische toepassingen kan onderverdeeld worden in drie categorieën: radiologie, radiotherapie en nucleaire geneeskunde. De laatste 50 jaren heeft de nucleaire technologie in de medische sector een immense evolutie ondergaan waarbij zowel oude apparatuur geoptimaliseerd als nieuwe installaties ontworpen werden.

Technologische ontwikkelingen en specialisaties specifiek in de radiologie hebben geleid tot een nieuwe categorie van medische toepassingen die gebruik maken van ioniserende straling: de interventionele radiologie.

In de interventionele radiologie worden diagnostische en therapeutische behandelingen uitgevoerd onder begeleiding van medische beeldvormingstechnieken die het gebruik van ioniserende straling vereisen [5]. De niet-invasieve aard van deze technologie leidt tot een snelle groei van toepassingen, voornamelijk in de cardiologie en de vasculaire geneeskunde [5].

De complexe procedures vergen echter een groot aantal beeldopnames, lange scopietijden en aldus lange proceduretijden. Hierdoor worden zowel de patiënt als het medisch personeel blootgesteld aan stralingsdosissen die hoger zijn dan in de conventionele radiologie. Dit kan voor de patiënt leiden tot negatieve effecten op zowel korte (roodheid, verbranding van de huid, ontharing, oog- of huidschade) als lange termijn (carcinogenese).

In tegenstelling tot de patiënt bevindt het medisch personeel zich in niet in de rechtstreekse stralingsbundel. Zij staan naast de patiënt gedurende de procedure en worden hierdoor blootgesteld aan strooistraling. Hoewel het medisch personeel zich beschermt met een loden schort, levert het accumulatief effect van straling na meerdere procedures ook een behoorlijke stralingsbelasting op.

Met het oog op stralingsbescherming, moeten de dosissen van zowel patiënten als medisch personeel hierdoor in eerste instantie gekend zijn en nauwlettend opgevolgd worden [6]. Patiëntdosissen worden meestal afgeleid uit metingen met behulp van een DAP-meter [7].

Medisch personeel daarentegen valt onder beroepsmatige blootstelling waardoor zij wel onderhevig zijn aan een dosislimiet (20 mSv/jaar uitgemiddeld over een periode van 5 jaar) en persoonlijke dosisopvolging bij wet verplicht is [6] [8]. De stralingsdosissen van medisch personeel kunnen rechtstreeks gemeten worden met behulp van thermoluminescentie dosi-

meters (TLD), filmdosimeters, elektronische dosimeters, direct ion storage dosimeter (DIS) en optisch gestimuleerde luminescentie dosimeters (OSL).

Het risico op stochastische effecten wordt bepaald met behulp van de effectieve dosis, deterministische effecten met behulp van de orgaandosis. Beide grootheden leggen een verband tussen het risico verbonden met de blootstelling aan ioniserende straling en de dosishoeveelheid en worden protectiegrootheden genoemd. Ze zijn echter niet meetbaar.

Daarentegen zijn operationele grootheden, zoals de dosis equivalent, wel meetbaar en geven een afschatting van de protectiegrootheden ter controle van de naleving van de vooropgestelde dosislimieten

De dieptedosis $H_p(10)$, d.i. de dosis equivalent 10 mm onder de huid, geeft een conservatieve schatting van de effectieve dosis. Deze waarde moet beneden de limiet van 20 mSv/jaar blijven om stochastische effecten te voorkomen. Ter preventie van deterministische effecten moet de huiddosis $H_p(0.07)$, d.i. de dosis equivalent 0.07 mm onder de huid, beneden de limiet van 500 mSv/jaar blijven [9]. De meetwaarde van $H_p(0.07)$ is maatgevend voor de protectiegrootheid huiddosis [2].

Personen tewerkgesteld in de interventionele radiologie dragen echter ter bescherming een loden schort. Hierdoor is de gemeten dosiswaarde geen goede schatting meer voor de effectieve dosis, onafhankelijk van de positie van de dosimeter. Een loden schort fungeert namelijk als een extra filter voor een dosimeter gedragen onder het persoonlijk beschermingsmiddel. Voor een dosimeter gepositioneerd boven een loden schort, wordt de stroostraling afkomstig van het lichaam verzwakt. Deze straling bereikt hierdoor de dosimeter niet en draagt niet bij tot de gemeten dieptedosis. Dus, de betekenis van $H_p(10)$ als conservatieve schatting van de effectieve dosis, d.i. de dosis gemeten op 10 mm diepte in ICRU tissue, is niet meer van toepassing in de aanwezigheid van een loden schort.

In klinische situaties wordt hierdoor vaak dubbele dosimetrie toegepast waarbij een combinatie van de meetwaarden van twee dosimeters als schatting van de effectieve dosis gebruikt wordt. Hiervoor moet het medisch personeel echter twee dosimeters dragen, één boven en één onder de loden schort. De meetwaarde boven de loden schort geeft geen goede schatting van de effectieve dosis doordat het geen rekening houdt met de beschermende werking van het lood. De meetwaarde onder de loden schort geeft eveneens geen goede schatting van de effectieve dosis omdat deze geen rekening houdt met de organen die niet achter het lood gelegen zijn.

Daarenboven is het dragen van twee dosimeters niet economisch. Bovendien moeten beide dosimeters consistent gedragen worden om incorrecte meetwaarden van één of beide dosimeters te voorkomen. De twee dosimeters mogen hierbij niet onderling verwisseld worden.

Een ander probleem met dubbele dosimetrie is het gebrek aan reglementeringen en algemene consensus betreffende de meest geschikte berekeningsalgoritmen ter bepaling van de equivalente dosis die een conservatieve schatting van de effectieve dosis geeft. Järvinen et al publiceerden een overzicht van de verschillende algoritmen die opgesteld zijn tot nu toe [10]. Analyse hiervan kon geen uitsluitsel geven over de meest geschikte berekeningsalgoritme voor dubbele dosimetrie. Dit wordt eveneens bevestigd in [11].

SCK•CEN gebruikt als algoritmen voor dubbele dosimetrie twee eenvoudige wiskundige combinaties van de gemeten dosiswaarden van twee dosimeters, één wordt boven en één onder de loden schort gedragen:

$$D_1 = \frac{D_{\text{detectorBonderlood}}}{10} + D_{\text{detectorBbovenlood}} \quad (1.1)$$

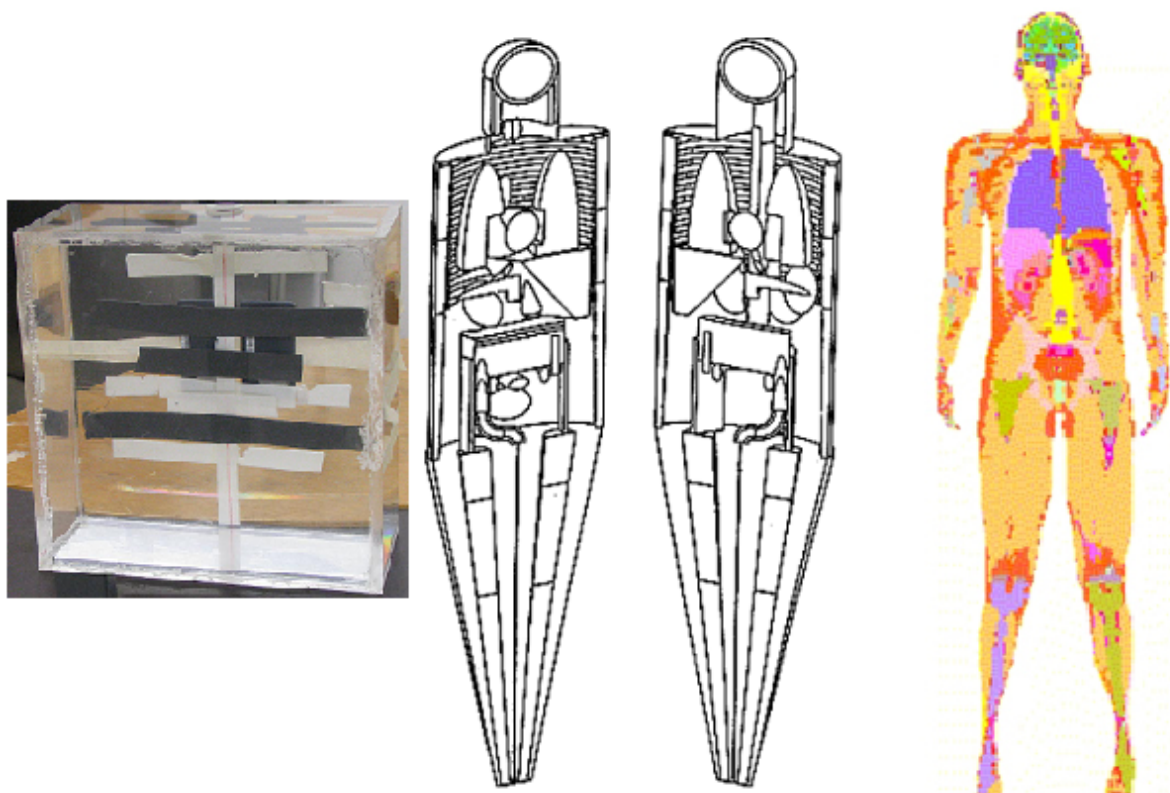
$$D_2 = \frac{D_{\text{detectorBonderlood}}}{20} + D_{\text{detectorBbovenlood}} \quad (1.2)$$

Deze levert een goede schatting van de effectieve dosis van medisch personeel in de interventionele radiologie bij het gebruik van een loden schort. Het gebruik van twee dosimeters blijft echter economisch nadelig en houdt ook een zeker ongemak in voor het medisch personeel.

Het doel van deze masterproef is het design van een dosimeter voor medisch personeel in de interventionele radiologie bij het gebruik van een loden schort. Deze dosimeter wordt gedragen op het lood en moet een conventionele schatting geven van de effectieve dosis. Dubbele dosimetrie, en de hiermee samenhangende nadelen, worden door deze nieuwe dosimeter vermeden.

In de praktijk wordt naast experimentele meetprocedures veel gebruik gemaakt van Monte Carlo simulaties: klinische situaties worden zeer nauwkeurig gesimuleerd en relevante dosimetrische grootheden worden berekend.

In medisch dosimetrische Monte Carlo berekeningen worden patiënten en/of medische personeel benaderd door een ICRU-slab fantoom, een mathematisch of een voxel fantoom afhankelijk van de toepassing. Een afbeelding van deze drie verschillende fantomen wordt weergegeven in figuur 1.3 [12] [13].



Figuur 1.3: ICRU-slab fantoom (links), mathematisch MIRD-5 fantoom (midden) [12], Male Adult voXel (MAX) fantoom (rechts) [13].

ICRU-slab fantomen laten echter geen effectieve dosis berekeningen toe en worden hierdoor niet in deze masterproef gehanteerd. Ook mathematische fantomen blijven buiten beschouwing aangezien hierin een aantal organen en weefsel niet aanwezig zijn die volgens ICRP publicatie 103 noodzakelijk zijn voor de bepaling van de effectieve dosis. Voxel fantomen bevatten deze organen en weefsels meestal wel. Bovendien worden ze gesimuleerd met een zeer grote detailweergave. De simulaties in deze masterproef worden uitgevoerd met behulp van het Male Adult voXel (MAX) fantoom.

De ontwikkeling van een nieuwe dosimeter voor medisch personeel in de interventionele

radiologie bij het gebruik van een loden schort wordt trapsgewijs uitgevoerd. Hierbij wordt aan de huidige dosimeter die gehanteerd wordt door SCK•CEN voor persoonsdosimetrie stap voor stap kleine veranderingen doorgevoerd. Het effect van de verandering op de gemeten dosiswaarde wordt op deze manier onderzocht.

We zullen met behulp van deze gegevens trachten een nieuwe dosimeter geometrie bepaald worden die een goede indicatie geeft van de effectieve dosis die opgelopen wordt door medisch personeel bij het gebruik van een loden schort.

1.2 Inhoud

In het eerste hoofdstuk worden de verschillende dosimetrische grootheden en hun onderlinge verbanden beknopt besproken. Ook de werking van de thermoluminescente dosimeters wordt in eerste instantie in het algemeen behandeld en wordt achteraf toegepast op de dosimeter die door SCK•CEN gebruikt wordt voor persoonsdosimetrie.

In het volgende hoofdstuk wordt het gehanteerde softwarepakket Monte Carlo gedetailleerd besproken. Zowel de theorie waarop MCNP-X gebaseerd is als de gebruikersinterface worden behandeld. Een korte situering van het basisprincipe van Monte Carlo berekeningen, wordt gevolgd door een gedetailleerde fysische omschrijving van de achterliggende processen. Ook de MCNP-X onzekerheden op de resultaten worden met het oog op nauwkeurige analyse van de berekeningsresultaten behandeld. De typische MCNP-X programmatie nomenclatuur wordt in deze masterproef niet besproken. Hiervoor wordt verwezen naar [14] en [15].

De optimalisatie en validatie van het Male Adult voXel fantoom wordt uitgevoerd in hoofdstuk drie. Alle verschillende obstakels die bij de programmatie van de loden schort en schildklierbeschermer uitgevoerd werden en de verschillende validatie methoden, worden uitgebreid besproken. Ook de beperkingen die gepaard gaan met het gebruik van het MAX fantoom uitgebreid met persoonlijke beschermingsmiddelen worden uitvoerig behandeld.

In hoofdstuk vier worden op een systematische wijze de resultaten van de MCNP-X berekeningen weergegeven en geanalyseerd. Eerst en vooral wordt het gebruik van de huidige dosimeter geometrie van SCK•CEN door medisch personeel dat wel en niet gebruik maakt van persoonlijke beschermingsmiddelen in detail besproken. Vervolgens wordt stapsgewijs de geometrie van detector C van de dosimeter gewijzigd in de MCNP-X simulaties en worden de berekeningsresultaten en hun onzekerheden bestudeerd. Op basis hiervan wordt getracht een dosimeter te ontwerpen die een conservatieve schatting geeft van de effectieve dosis opgelopen door medisch personeel dat gebruik maakt van een loden schort. Ook de beperkingen van de toegepaste werkwijze op het ontwerp van de nieuwe dosimeter worden in dit hoofdstuk besproken.

Een overzicht van de probleemstelling, de gehanteerde methoden, genomen besluiten en adviezen voor bijkomend onderzoek worden beknopt weergegeven in de conclusie.

Dosimetrie bij beroepsmatige blootstelling

De interventionele radiologie maakt invasieve medische behandelingen mogelijk via een kleine opening in de huid ter vervanging van uitgebreide chirurgische ingrepen. Hierdoor daalt de kans op complicaties en wordt het herstel van de patiënt versneld [16]. De ingreep wordt met behulp van röntgenstralen, computer tomografie (CT), magnetic resonance imaging (MRI) of echografie in beeld gebracht. Bij gebruik van röntgen of CT worden zowel de patiënt als het medisch personeel blootgesteld aan ioniserende straling.

Medisch personeel behoren tot de categorie 'beroepsmatig blootstelling' en zijn onderhevig aan een dosislimiet (20 mSv/jaar uitgemiddeld over een periode van 5 jaar) [6] [8]. Hierdoor is persoonlijke dosisopvolging bij wet verplicht.

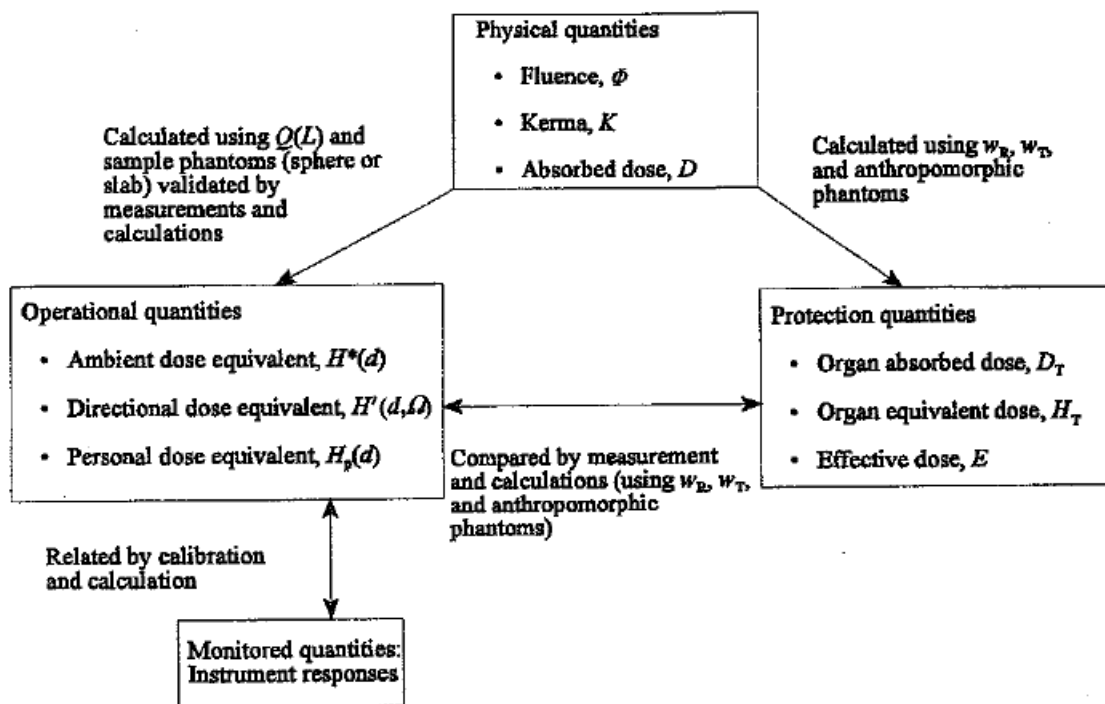
In het eerste deel van dit hoofdstuk worden de dosimetrische grootheden die in de stralingsbescherming gehanteerd worden in detail besproken.

De dosimetrie dienst van het SCK•CEN maakt gebruik van een dosimeter met thermoluminescente detectoren (TLD). De dosimeter meet de dieptedosis $H_p(10)$, d.i. de dosis equivalent 10 mm onder de huid, en de huiddosis $H_p(0.07)$, d.i. de dosis equivalent 0.07 mm onder de huid [9]. De bekomen meetwaarde voor de dieptedosis is een conservatieve schatting van de effectieve dosis [2].

Ook de dosimeter die in deze masterproef ontworpen wordt voor medisch personeel in de interventionele radiologie bij het gebruik van een loden schort maakt gebruik van thermoluminescente detectoren. Dit type van detectoren wordt hierdoor eveneens uitgebreid behandeld in dit hoofdstuk.

2.1 Dosimetrische grootheden

Grootheden die gebruikt worden in de stralingsbescherming worden onderverdeeld in twee groepen: protectie- en operationele grootheden. Figuur 2.1 geeft grafisch het onderlinge verband met de fysische grootheden fluentie Φ , Kerma K en geabsorbeerde dosis D weer [9]. Operationele grootheden benaderen de protectiegrootheden en dit werd gevalideerd aan de hand van metingen en berekeningen [17] [18].



Figuur 2.1: Verband tussen radiologische protectie- en operationele grootheden en fysische grootheden. [9]

2.1.1 Fysische grootheden

Fluentie Φ is de verhouding van het aantal deeltjes dN die invallen op een sfeer met doorsnede oppervlakte da [9]:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

Het quotiënt van de som van de initiële kinetische energieën dE_{tr} van alle geladen ioniserende deeltjes die gecreëerd worden door ongeladen ioniserende deeltjes in een volumelement dV , en de massa dm van dV wordt *kerma* K genoemd [9]:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.2)$$

De *geabsorbeerde dosis* D wordt gegeven door het quotiënt van de gemiddelde energie $d\bar{\epsilon}$ gedragen door de ioniserende straling en de massa dm [9]:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.3)$$

2.1.2 Protectiegrootheden

Protectiegrootheden, gedefinieerd door de *International Commission on Radiation Protection* (ICRP), zijn in het kader van de stralingsbescherming ingevoerd. Ze leggen een verband tussen het risico verbonden met zowel interne als externe blootstelling aan ioniserende straling en de dosishoeveelheid. Hierbij wordt rekening gehouden met de verschillende straling, weefsel en orgaan gewichtsfactoren [17] [18].

Protectiegrootheden zijn niet meetbaar en omvatten de orgaan geabsorbeerde dosis D_T , de equivalente dosis in een orgaan of weefsel H_T en de effectieve dosis E [17].

De gemiddelde dosis in een specifiek orgaan of weefsel T van het menselijk lichaam wordt de *orgaan geabsorbeerde dosis* D_T genoemd [9]:

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm \quad (2.4)$$

waarin m_T de massa van het orgaan of weefsel is en D de geabsorbeerde dosis in het massa-element dm is.

De *equivalente dosis* H_T in een orgaan of weefsel T bestraald door een veld opgebouwd uit verschillende soorten straling, die elk verschillende straling gewichtsfactoren w_R bezitten, wordt gegeven door [9]:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.5)$$

waarin $D_{T,R}$ de gemiddelde geabsorbeerde dosis is ten gevolge van straling R in weefsel T.

Straling gewichtsfactoren w_R geven de relatieve biologische doeltreffendheid van straling weer en zijn uitgemiddeld over het ganse menselijk lichaam. De straling gewichtsfactor w_R voor fotonen is gelijk aan één [19].

De *effectieve dosis* E wordt gegeven door de som van de gewogen equivalente dosissen in het weefsel en organen aanwezig in het menselijk lichaam [9]:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (2.6)$$

waarin w_T de gewichtsfactor van en H_T de equivalente dosis in weefsel of orgaan T is.

Een weefsel gewichtsfactor (w_T) geeft de verhouding van het aantal fatale maligne aandoeningen specifiek voor het weefsel of orgaan T (a_T) tot het totaal aantal maligne aandoeningen voor het totale lichaam bij een uniforme totale lichaamsbestraling ($\sum_T a_T$) [19]:

$$w_T = \frac{a_T}{\sum_T a_T} \quad (2.7)$$

De sommatie van alle risico's ($\sum_T a_T$) bedraagt $1.65 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ [20] [21].

De equivalente dosis van een weefsel of orgaan H_T wordt met een weefsel gewichtsfactor (w_T) vermenigvuldigd om de relatieve stochastische nadelen te wijten aan de stralingsbloomstelling van verschillende weefsels en organen in rekening te brengen. Tabellen 2.1 en 2.2 geven de weefsel gewichtsfactoren (w_T) weer zoals gedefinieerd in respectievelijk ICRP publicatie 60 [22] en 103 [23]. Voor de design van de dosimeter wordt in deze masterproef gebruik gemaakt van de weefsel gewichtsfactoren vermeld in ICRP publicatie 103 (2007). Over een aantal jaar zal namelijk het gebruik van deze bij wet verplicht zijn.

Orgaan/Weefsel	Aantal weefsels	w_T	totale bijdrage
geslachtsklier	1	0.2	0.2
long, maag, dikke darm, beenmerg	4	0.12	0.48
schildklieren, slokdarm, blaas, lever, borst, restorganen	6	0.05	0.3
beenoppervlak, huid,	2	0.01	0.02

1. De w_T voor de geslachtsklieren wordt toegepast op de gemiddelde waarde van de dosissen voor de teelballen en eierstokken.
2. De dosis voor de dikke darm is de massa-gewogen gemiddelde waarde van de dosissen voor het bovenste (ULI) en onderste (LLI) deel van de dikke darm.
3. De restorganen bestaan uit: bijnieren, hersenen, nieren, spier, dunne darm, pancreas, prostaat(σ), milt, thymus, uterus/baarmoederhals(φ), prostaat(σ).

Tabel 2.1: Weefsel gewichtsfactoren (w_T) van de ICRP publicatie 60. [22]

Orgaan/Weefsel	Aantal weefsels	w_T	totale bijdrage
geslachtsklier	1	0.08	0.08
long, maag, dikke darm, beenmerg, borst, restorganen	6	0.12	0.72
schildklieren, slokdarm, blaas, lever	4	0.04	0.16
beenoppervlak, huid, hersenen, speekselklieren	4	0.01	0.04

1. De w_T voor de geslachtsklieren wordt toegepast op de gemiddelde waarde van de dosissen voor de teelballen en eierstokken.
2. De dosis voor de dikke darm is de massa-gewogen gemiddelde waarde van de dosissen voor het bovenste (ULI) en onderste (LLI) deel van de dikke darm, zoals geformuleerd in ICRP Publicatie 60.
3. De restorganen bestaan uit: bijnieren, extrathoracic weefsel, galblaas, hart, nieren, lymfevatensstelsel klieren, spier, mondslimvlies, pancreas, prostaat(σ), dunne darm, milt, thymus, uterus/baarmoederhals(φ).

Tabel 2.2: Weefsel gewichtsfactoren (w_T) van de ICRP publicatie 103. [23]

2.1.3 Operationele grootheden

Operationele grootheden daarentegen zijn gedefinieerd door de *International Commission on Radiation Units* (ICRU) en moeten een significante afschatting van de protectiegrootheden geven ter controle van de naleving van de vooropgestelde dosislimieten.

Deze grootheden omvatten de dosis equivalent H en grootheden voor individuele persoons- en omgevingscontrole. Aangezien de masterproef enkel persoonsdosimetrie behandelt, wordt deze laatste groep niet beschouwd [17] [18].

De *dosis equivalent* H in een punt wordt gegeven door [9]:

$$H = \int_L Q(L) \frac{dD}{dL} dL \quad (2.8)$$

waarin $Q(L)$ de kwaliteitsfactor voor deeltjes met lineaire energietransfer L en dD/dL de verhouding van de geabsorbeerde dosis tussen de lineaire energietransport L en $L+dL$ in een punt is.

Persoonlijke dosis equivalent $H_p(d)$, d.i. de dosis equivalent in zacht weefsel op een diepte d beneden een beschouwd punt in het lichaam, is de operationele grootheid die gehanteerd wordt bij individuele controle. Huiddosissen worden weergegeven met behulp van $H_p(0.07\text{mm})$, oogdosissen m.b.v. $H_p(3\text{mm})$ en effectieve dosissen m.b.v. $H_p(10\text{mm})$ [9].

2.1.4 Conversiefactoren (C_k)

Protectiegrootheden (paragraaf 2.1.2) zijn zoals eerder vermeld niet meetbaar en worden hierdoor bepaald aan de hand van hun verband met fysische grootheden (paragraaf 2.1.1) of operationele grootheden (paragraaf 2.1.3). Conversiefactoren C_k verzorgen deze numerieke verbanden.

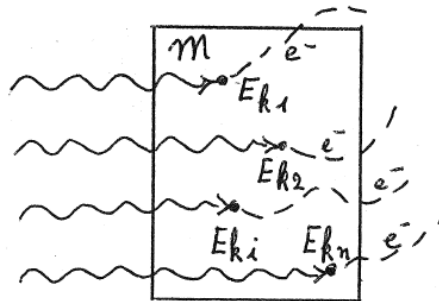
Conversiefactoren C_k worden berekend voor mono-energetische stralingsvelden onder specifiek gedefinieerde stralingsvoorwaarden en voor verscheidene bestralingsgeometrieën. In alle gevallen wordt echter een totale lichaamsbestraling verondersteld.

2.1.5 Air kerma (K_{air})

Kerma in lucht (K_{air}) wordt gedefinieerd als het quotiënt van de oorspronkelijke kinetische energie van alle secundaire geladen deeltjes, vrijgemaakt door onrechtstreeks ioniserende straling in een volume element lucht, gedeeld door de massa van het volume element [19]:

$$K_{air} = \frac{\sum_i E_{ki}}{m} \quad (2.9)$$

Figuur 2.2 geeft bovenstaande grafisch weer [19].



Figuur 2.2: Air kerma is gelijk aan het quotient van de oorspronkelijke kinetische energie van alle secundaire geladen deeltjes, vrijgemaakt door onrechtstreeks ioniserende straling in een volume element lucht. [19]

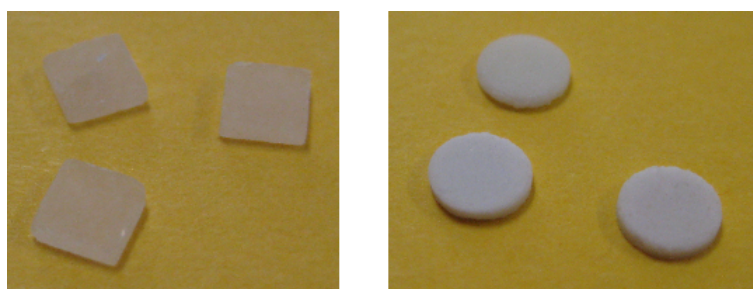
Air kerma wordt uitgedrukt in Gray (Gy). Eén Gray is een energiedepositie van één Joule per kilogram lucht.

2.2 Thermoluminescente dosimeters (TLD)

De persoonsdosimeter die SCK•CEN gebruikt bevat drie thermoluminescente detectoren. Ook de dosimeter die in deze masterproef ontworpen wordt, maakt gebruik van deze detectoren.

Thermoluminescente detectoren zijn passieve detectoren, d.i. na de bestralingsabsorptie is nog een tweede behandeling noodzakelijk om de dosis te bepalen. Voor een TLD is dat opwarming.

Figuur 2.3 geeft een afbeelding van twee soorten TLD's die door SCK•CEN gebruikt worden voor het uitoefenen van persoonsdosimetrie.



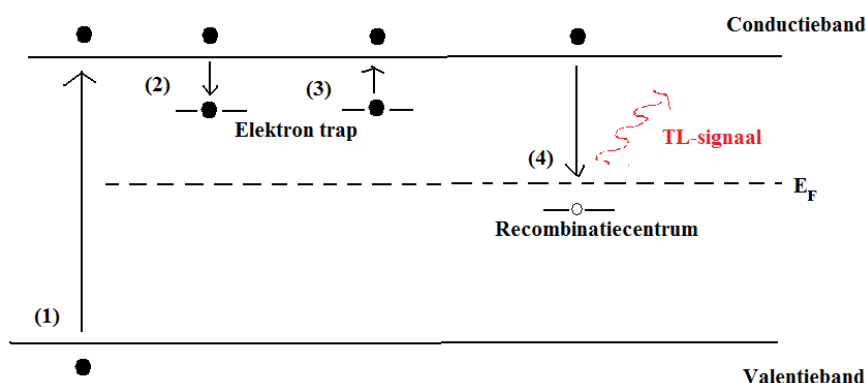
Figuur 2.3: Foto van LiF:Mg,Ti (links) en LiF:Mg,Cu,P (rechts) TLD's

2.2.1 Werkingsprincipe

Het werkingsprincipe van een TLD kan opgedeeld worden in twee verschillende fasen: de bestralingsfase en de uitleesfase. Beide stappen worden schematisch weergegeven in figuur 2.4 [24].

Bestralingsfase

Ioniserende straling die invalt op een TLD verliest als gevolg van interacties met het kristallijn materiaal zijn energie volledig of gedeeltelijk aan elektronen van de vaste stof. Bij geabsorbeerde energieën groter dan de energieband ($E_c - E_v$) worden deze elektronen van de valentie- (E_v) naar de conductieband (E_c) geëxciteerd. Als gevolg van de aanwezigheid



Figuur 2.4: Werkingsprincipe van een TLD. Invallende ioniserende straling genereert vrije ladingsdragers.(1) Elektronen worden ingevangen in elektron traps (bestralingsfase).(2) Als gevolg van opwarming worden elektronen uit de traps vrijgelaten. De energie van het defect stemt overeen met de toegevoegde thermische energie.(3) Elektronen recombineren met gaten in recombinatiecentra waarbij het TL-sigitaal onder de vorm van fotonen uitgezonden wordt (uitleesfase).(4) [24]

van metastabiele toestanden kunnen de elektronen vervolgens ingevangen (elektron traps) worden. Gat (holes), achtergebleven in de valentieband, migreren naar hole traps waar ook zij ingevangen kunnen worden.

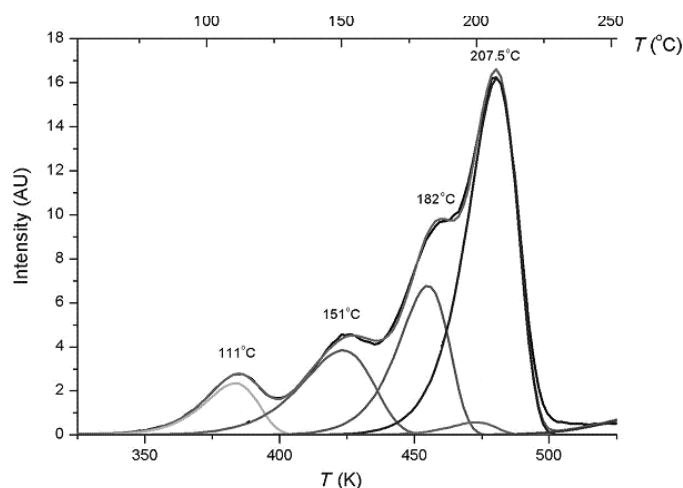
Onzuiverheden in de kristallijne structuur wijzigen de energiebandenstructuur en leiden tot extra energieniveaus in de bandgap. Hierdoor varieert het aantal elektronen en gaten die ingevangen kunnen worden als gevolg van eenzelfde bestraling naargelang de aard van en de hoeveelheid aanwezige onzuiverheden. Ook de hoeveelheid energie noodzakelijk om de ladingen uit de traps te verwijderen is afhankelijk van de aard van de onzuiverheden.

Uitleesfase

Toevoeging van energie onder de vorm van warmte veroorzaakt vibratie van de kristalstructuur dat uiteindelijk leidt tot de vrijlating van eerder ingevangen ladingen. Hierna is elektron-gat recombinatie mogelijk dat gepaard gaat met emissie van energie onder de vorm van zichtbaar licht. Dit lichtsignaal is een maat voor de geabsorbeerde energie als gevolg van blootstelling aan ioniserende straling.

Ingevangen elektronen kunnen echter zonder opwarming terugkeren naar de grondtoestand resulterend in een daling van de signaalintensiteit in functie van de tijd. Dit fading proces leidt uiteindelijk tot dosimetrisch informatieverlies en is afhankelijk van de energie van de invallende straling en de intrinsieke eigenschappen van het kristallijne materiaal. Dit effect is zeer minimaal.

Het lichtsignaal uitgezonden door de TLD wordt met behulp van een fotomultiplier gemeten. De thermoluminescentie (TL) intensiteit in functie van de temperatuur wordt de gloeicurve genoemd en wordt geïllustreerd in figuur 2.5 [25]. De gloeicurve van een TLD is duidelijk opgebouwd uit een aantal pieken die verschillen in hoogte, breedte en vorm. [4] Aan de hand van de oppervlakte onder de gloeicurve, d.i. het totaal aantal gedetecteerde lichtpulsen, kan de geabsorbeerde dosis bepaald worden.



Figuur 2.5: De thermoluminescente (TL) intensiteit in functie van de temperatuur (gloeicurve) voor een LiF:Mg,Ti kristal. [25]

De breedte en vorm van de pieken zijn afhankelijk van de gehanteerde onzuiverheden en daardoor ook onrechtstreeks van het kristallijne materiaal. De intensiteit van de curven daarentegen wordt bepaald door de gevoeligheid voor de invallende straling en de hoeveelheid geabsorbeerde energie [26].

Annealing

Thermoluminescente detectoren moeten niet na iedere uitlezing vervangen worden. Ze kunnen opnieuw gebruikt worden mits de informatie aanwezig van de vorige meting ver-

wijderd wordt. Hiervoor moet de detector op verschillende tijdstippen voor de bestraling en na de uitlezing opgewarmd worden tot een welbepaalde temperatuur. Dit proces wordt annealing genoemd.

De temperaturen van de verschillende stadia van annealing is afhankelijk van het materiaal waaruit de detector is opgebouwd en wordt door de producent meegedeeld. MTS detectoren moeten bijvoorbeeld gedurende één uur voor de bestraling op 400°C opgewarmd worden gevolgd door twee uren op 100°C. Na de uitlezing moeten de TLD's opnieuw opgewarmd worden tot 100°C gedurende 10 minuten. (paragraaf 2.2.2)

Annealing is zeer belangrijk in het hergebruik van TLD's voor het behoud van een constante gevoeligheid van de detectoren en voor maximale uitsluiting van invloed van achtergrondstraling.

2.2.2 Persoonsdosimeter SCK•CEN

De dosimeter die door SCK•CEN gebruikt wordt voor persoonsdosimetrie is afgebeeld in figuur 2.6 [27].

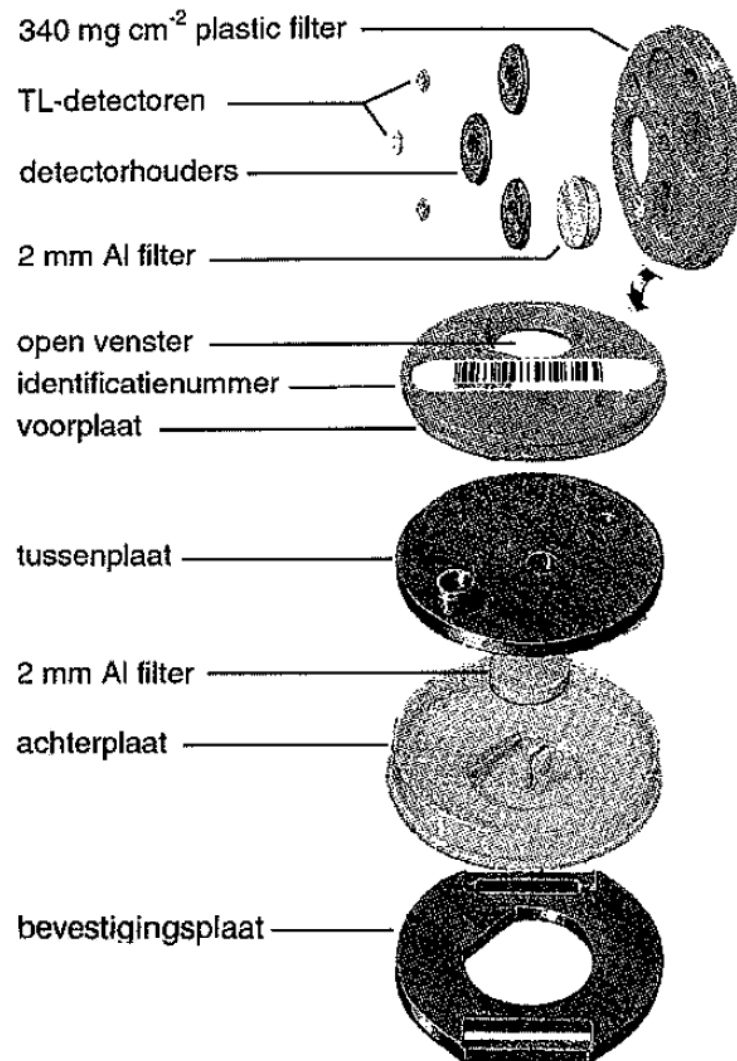


Figuur 2.6: Persoonsdosimeter van SCK•CEN. [27]

Opbouw

De opbouw wordt schematisch weergegeven in figuur 2.7 [28]. De cilindervormige dosimeter met een diameter van 40 mm en een dikte van 10 mm, is voorzien van een dun plastic voorplaat met het identificatienummer.

De dosimeter bevat vier detectorhouders waarvan op dit moment slechts drie gebruikt worden: FA, FB en FC houder genoemd. De detectoren worden achter verschillende filters geplaatst. Deze bootsen elk een zekere weefsequivalente dikte na: TLD's FA en FB



Figuur 2.7: De onderdelen waaruit een TL dosimeter is opgebouwd. [28]

hebben overeenkomstig een 44 en 330 mg/cm² filter. De FC detector daarentegen heeft een totale 750 mg/cm² filter. Deze bestaat uit twee aluminium plaatjes met een dikte van 2 mm die gepositioneerd zijn tussen de achter- en tussenplaat en tussen de detectorhouder en de plastic filter.

De ganse dosimeter wordt uiteindelijk vastgedrukt in een zwarte bevestigingsplaat die standaard voorzien is van een clip [28].

Uitlezing



Figuur 2.8: Foto uitleestoestel Automatic TLD Reader 4000 gehanteerd door SCK•CEN.

De detectoren worden uitgelezen met behulp van het automatische uitleestoestel Automatic TLD Reader 4000, afgebeeld in figuur 2.8. De reader heeft als output de hoeveelheid licht dat uitgezonden werd door de TLD tijdens de uitlezing. Deze waarde wordt met behulp van een kalibratie geconverteerd naar de eenheid Gray. SCK•CEN gebruikt 137-Cesium voor de kalibratie: een TLD wordt bestraald door een 137-Cesium bron onder gekende bestralingsomstandigheden. Hierdoor is ook de dosis toegediend aan de TLD gekend. De hoeveelheid licht die het uitleestoestel geeft stemt overeen met deze dosiswaarde. Deze kalibratiefactor laat toe alle resultaten van het uitleestoestel, uitgedrukt in 'hoeveelheid licht', om te zetten naar een dosiswaarde, uitgedrukt in 'Gy'.

De huiddosis $H_p(0.07)$, d.i. de equivalente dosis op 0,07 mm diepte in weefsequivalent materiaal [29], wordt bekomen uit de uitleeswaarde van de TLD in detectorhouder FA. De dieptedosis $H_p(10)$, d.i. de equivalente dosis op 10 mm diepte in weefsequivalent materiaal, is een maat voor de effectieve dosis opgelopen door een bepaalde persoon door uitwendige bestraling. Deze wordt bepaald uit de uitleeswaarde van de TLD in detectorhouder FB.

De dosimeter in houder FC is aanwezig ter controle van de toestand van de TLD's. Als de verschillende uitleeswaarden niet voldoen aan onderstaande voorwaarden:

$$0.45 < \frac{B^2}{BC} < 1.62 \quad (2.10)$$

$$0.65 < \frac{C}{B} < 1.35 \quad (2.11)$$

duidt dit op één of meerdere defecte TLD's. Op deze manier worden incorrecte dosiswaarden voorkomen.

Thermoluminescente detectoren

SCK•CEN gebruikt Lithium Fluoride kristallen gedopeerd met Magnesium en Titanium (LiF:Mg,Ti) als thermoluminescente detectoren. Deze detectoren worden weergegeven door de afkorting TLD en worden ingedeeld in drie groepen: TLD-100 (natuurlijke abundanties); TLD-600 (aangerijkt in ^6Li) en TLD-700 (aangerijkt in ^7Li). In deze masterproef wordt het type TLD-700 gebruikt. Een afbeelding van deze wordt gegeven in figuur 2.3 - links.

Lithium fluoride thermoluminescent detectoren worden universeel gebruikt vanwege het uitstekende materiaal, de hoge gevoeligheid, de lage achtergrond, de weefsel-equivalentie en de ongevoeligheid voor omgevingsomstandigheden. De belangrijkste eigenschappen van de MTS detectoren worden weergegeven in tabel 2.3 [30]. De gloeicurve van een LiF:Mg,Ti detector is weergegeven in figuur 2.5 [25].

Samenstelling	
massafractie ^6Li	0.0003994
massafractie ^7Li	0.4995596
massafractie F	0.4999095
massafractie Mg	0.000179967
massafractie Ti	0.0000009982
dichtheid [g/cm^3]	2.64
Afmetingen	
dimensies [mm]	3.2 x 3.2
dikte [mm]	0.9 ± 0.05 mm
Eigenschappen	
gevoeligheid	± 3.5 % van de standaarddeviatie
TL emissie spectrum [nm]	400
gemiddelde piek temperatuur [$^{\circ}\text{C}$]	210
nul dosis uitlezing [mGy]	15
detectie treshold [mGy]	10
herhaalbaarheid	$<2\%$
fotonenergie afhankelijkheid tussen 30 keV - 1.3 MeV	$<30\%$
thermische fading [% op kamertemperatuur]	$<5\%$ per jaar
herbruikbaarheid	onbeperkt
Annealing	
Voor de bestraling	400 $^{\circ}\text{C}$ gedurende 1 uur gevolgd door 100 $^{\circ}\text{C}$ gedurende 2 uren
Na de bestraling	100 $^{\circ}\text{C}$ gedurende 10 minuten

Tabel 2.3: Specificaties van MTS-700 detectoren. [30]

Monte Carlo N-Particle Transport (MCNP-X)

Monte Carlo berekeningen zijn berekeningen die gebaseerd zijn op het genereren van random getallen. Iedere methode die gebruik maakt van random getallen is een Monte Carlo methode. Hierdoor zijn Monte Carlo berekeningen in tegenstelling tot deterministische methoden niet voorspelbaar.

Deterministische berekeningen geven bij een welbepaalde opgegeven begintoestand steeds eenzelfde resultaat, onafhankelijk van het moment waarop de berekeningen uitgevoerd worden. Aangezien deterministische methoden enkel afhankelijk zijn van de opgegeven begintoestand, kunnen de resultaten met behulp van vergelijkingen mathematisch beschreven worden.

Fysische en wiskundige systemen zijn meestal niet voorspelbaar en worden hierdoor voornamelijk met behulp van stochastische Monte Carlo methoden gesimuleerd.

Monte Carlo N-Particle Transport (MCNP-X) is in 1990 door de voormalige ‘Monte Carlo group’, nu ‘Transport Methods group’ genoemd, ontwikkeld. Deze onderzoeksgroep maakt onderdeel uit van de Los Alamos National Laboratory in Los Alamos, New Mexico. MCNP-X is een computerprogramma dat met behulp van Monte Carlo berekeningen het transport van neutronen, fotonen, elektronen of gekoppelde neutronen, fotonen en elektronen simuleert.

In het kader van deze masterproef werd gebruik gemaakt van MCNP-X 2.5.0 [31].

3.1 Basisprincipe

De beweging van ieder deeltje wordt individueel gevolgd vanaf het moment dat het gevormd wordt tot het moment dat het verdwijnt. Iedere optredende wisselwerking, de locatie van deze interactie, de vrije weglengten en hoek- en energieverdelingen van secundaire deeltjes gevormd na een interactie worden met behulp van random gegenereerde rationale getallen bepaald. Deze getallen tussen 0 en 1 zijn gekoppeld aan het relatieve voorkomen van een bepaalde wisselwerking die in werkelijkheid kan plaatsvinden. Bovendien wordt hierbij rekening gehouden met een groot aantal parameters.

Deze parameters worden door de gebruiker zelf gedefinieerd met behulp van een invoerbestand. De belangrijkste parameters zijn: fysische processen die plaatsgrijpen, materialen aanwezig in het werkvolume, stralingsbron, energiespectrum, uit te voeren berekeningen, ... Een bespreking hiervan volgt in paragraaf 3.4.

Bij iedere wisselwerking worden de gevormde secundaire deeltjes in het geheugen opgeslagen zodat hun beweging later eveneens geanalyseerd kan worden.

Logischerwijze neemt hierdoor de rekentijd zeer snel toe bij een stijging van het aantal deeltjes die initieel uitgezonden worden door de bron.

In onderstaande paragrafen wordt meer in detail de betekenis van het fundamentele begrip *deeltjesbeweging* beschreven

3.1.1 Deeltjesbeweging

Ieder deeltje gaat bij het binnentreden in een materiaal met een bepaalde waarschijnlijkheid een wisselwerking ondergaan. Indien het deeltje daadwerkelijk interageert, wordt naargelang het soort interagerend deeltje en het type van interactie nieuwe deeltjes gevormd. Aan deze deeltjes en het oorspronkelijk interagerende deeltje wordt dan eenzelfde verhouding van het oorspronkelijke deeltjesgewicht toegekend.

Indien bijvoorbeeld tijdens een fissie interactie twee nieuwe neutronen ontstaan, krijgen zowel deze gevormde neutronen als het initiële neutron een deeltjesgewicht van $1/3$ van het oorspronkelijke deeltjesgewicht van het interagerende neutron.

Om de waarschijnlijkheid op interactie te bepalen, maakt MCNP-X gebruik van de gemiddelde vrije weglengte l . De waarschijnlijkheid dat een deeltje een wisselwerking ondergaat tussen de afstand l en $l+dl$ wordt beschreven door onderstaande verdelingsfunctie [14]:

$$p(l) dl = e^{-\sum_t l} \sum_t dl \quad (3.1)$$

met:

$1 - e^{-\sum_t l}$ = waarschijnlijkheid dat een deeltje een gemiddelde vrije weglengte doorheen het medium kan bewegen zonder interactie

\sum_t = totale macroscopische werkzame doorsnede van het intredende medium
= waarschijnlijkheid op interactie per lengte-eenheid

Vervolgens wordt de cumulatieve verdelingsfunctie bepaald [14]:

$$p(l) = \int_0^1 p(l) dl = 1 - e^{-\sum_t l} = \zeta \quad (3.2)$$

Hieruit wordt uiteindelijk de uitdrukking voor de gemiddelde vrije weglengte bepaald [14]:

$$l = -\frac{1}{\sum_t} \ln(1 - \zeta) \quad (3.3)$$

Aangezien de cumulatieve verdelingsfunctie ζ steeds binnen het interval $[0,1)$ ligt, bevindt ook $(1 - \zeta)$ zich steeds binnen hetzelfde interval. Hierdoor mag de gemiddelde vrije weglengte l ook geschreven worden als [14]:

$$l = -\frac{1}{\sum_t} \ln(\zeta) \quad (3.4)$$

De gemiddelde vrije weglengte is logaritmisch verdeeld met een gemiddelde waarde gelijk aan de inverse van de totale macroscopische werkzame doorsnede van het intredende

medium. De totale werkzame doorsneden voor verschillende materialen zijn standaard aanwezig in MCNP-X onder de vorm van interne bibliotheken (paragraaf 3.3).

MCNP-X roept deze waarden op telkens een deeltje een materiaal intreedt of een afstand binnen een zeker materiaal aflegt. Deze waarden worden dan vergeleken met de afstand die het betreffende deeltje in het materiaal moet afleggen. Indien deze afstand groter is dan de gemiddelde vrije weglengte, ondergaat het intredende deeltje een wisselwerking waarbij eventueel nieuwe deeltjes ontstaan.

Indien bij een wisselwerking nieuwe deeltjes gevormd worden, worden deze opgeslagen in het geheugen. Nadat het initiële deeltje verdwenen is door absorptie of door het verlaten van het werkvolume, wordt de beweging van deze gestockeerde deeltjes geanalyseerd. Slechts nadat de bewegingen van alle deeltjes opgeslagen in het geheugen geanalyseerd zijn, wordt de emissie van een nieuw deeltje uit de bron gesimuleerd.

3.2 Fotoninteracties

De onderliggende basis van MCNP-X simulaties ligt bij de fundamentele wisselwerkingen van neutronen, fotonen en elektronen. Enkel de fotoninteracties zijn relevant voor deze masterproef en worden hieronder in detail besproken.

MCNP-X maakt bovendien een onderscheid tussen een eenvoudige en een gedetailleerde fysische behandeling van fotoninteracties. De eenvoudige fysische behandeling is echter alleen van toepassing op fotonen met een energie groter dan 100 MeV. Aangezien in deze masterproef enkel fotonen met een energie kleiner dan 120 keV beschouwd worden, wordt de eenvoudige fysische behandeling niet behandeld.

3.2.1 Interactiemechanismen

Fotonen zijn ongeladen deeltjes die door de afwezigheid van coulombinteracties in staat zijn om tot zeer diep in materie te penetreren. Hierdoor kunnen fotonen zowel met de orbitale elektronen als met de kern van atomen interageren. Dit resulteert in een groot aantal verschillende wisselwerkingen die kunnen optreden tussen invallende fotonen en het trefmateriaal:

1. foto-elektrische absorptie
2. compton verstrooiing
3. paarvorming
4. thomson verstrooiing

Iedere wisselwerking, in uitzondering van thomson verstrooiing, gaat gepaard met een energieoverdracht van het invallende foton naar het interagerende atoom. Thomson verstrooiing komt echter zelden voor en wordt hier niet verder beschreven.

De totale werkzame doorsnede (σ_T) voor fotoninteracties, zoals weergegeven in formule 3.5, wordt bepaald door de werkzame doorsneden van de verschillende individuele wisselwerkingen [14]:

$$\sigma_T = \sigma_{FA} + \sigma_{CS} + \sigma_{PV} + \sigma_{TS} \quad (3.5)$$

met:

σ_{FA} = werkzame doorsnede voor foto-elektrische absorptie

σ_{CS} = werkzame doorsnede voor compton verstrooiing

σ_{PV} = werkzame doorsnede voor paarvorming

σ_{TS} = werkzame doorsnede voor thomson verstrooiing

Interactiemechanisme	Werkzame doorsnede
Foto-elektrische absorptie	$\sigma_{FA} \sim \frac{Z^n}{E_\gamma^{3.5}}$ met n tussen 4 en 5
Compton verstrooiing	$\sigma_{CS} \sim E^{-1/2}$
Paarvorming	$\sigma_{PV} \sim Z^2 \ln(E_\gamma)$

Tabel 3.1: Werkzame doorsneden fotoninteracties. [32] [19]

Het al dan niet optreden van een bepaald interactiemechanisme wordt zowel door de energie van het invallend foton E_γ als door het atoomnummer Z van het trefmateriaal bepaald. De energie- en Z - afhankelijkheden van de verschillende interactiemechanismen worden weergegeven in tabel 3.1 [32] en worden afgebeeld in figuur 3.1 [33].

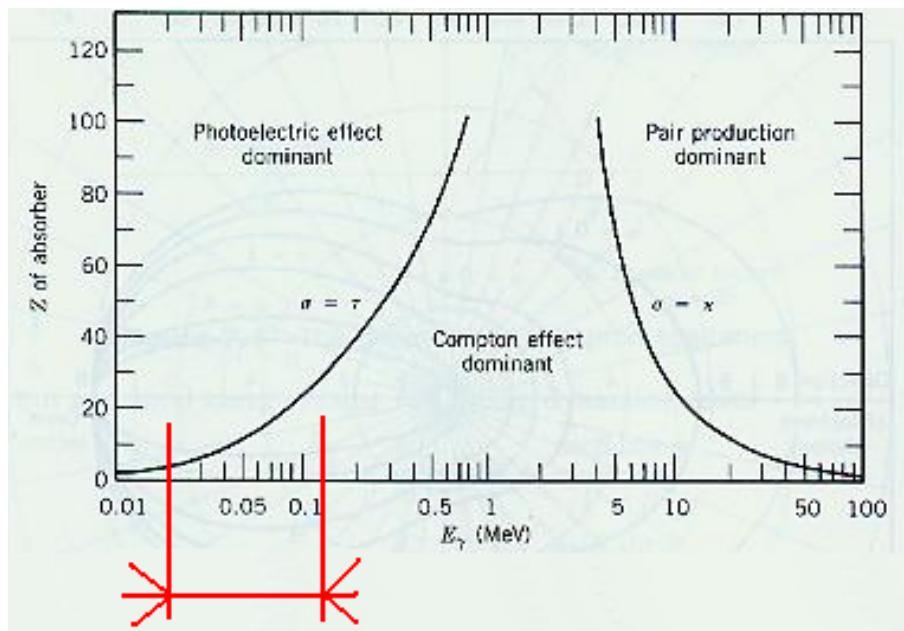
In deze masterproef worden enkel bronnen met een energie tussen 20 en 120 keV gebruikt. Dit werkgebied wordt in figuur 3.1 in het rood aangeduid. Foto-elektrische absorptie domineert zolang de Z -waarde groter dan 20 blijft. Materialen met een atoomnummer kleiner dan 20 ondervinden ook compton verstrooiing.

De beschouwde fotonenergieën in deze masterproef zijn echter steeds kleiner dan 120 keV. Deze liggen ver buiten het werkingsgebied van paarvorming. Dit interactiemechanisme wordt hierdoor niet behandeld in deze masterproef.

Foto-elektrische absorptie

Foto-elektrische absorptie, weergegeven in figuur 3.2 [34], is een destructief interactiemechanisme aangezien de totale fotonenergie E_γ overgedragen wordt op een gebonden orbitaalelektron. Hierdoor verdwijnt het invallende foton.

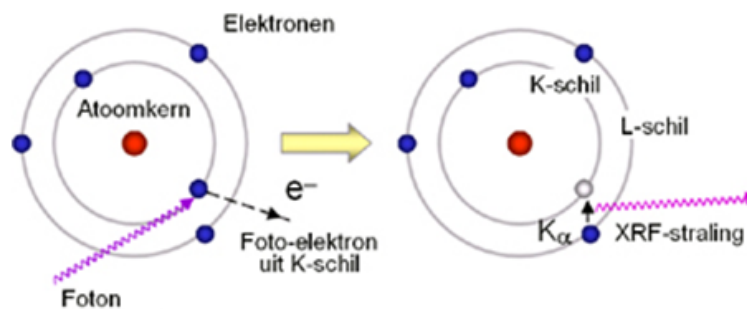
Door de energieoverdracht bezit het elektron een hoeveelheid energie die groter is dan zijn bindingsenergie E_{BIN} . Hierdoor is het orbitaalelektron in staat zichzelf los te maken uit zijn gebonden toestand om een foto-elektron te vormen met een kinetische energie die gelijk



Figuur 3.1: Fotoninteracties en hun werkgebieden. [33]

is aan het verschil van de energie van het invallende foton E_γ en zijn bindingsenergie E_{BIN} [19]:

$$E_e = E_\gamma - E_{BIN} \quad (3.6)$$



Figuur 3.2: Foto-elektrische absorptie. [34]

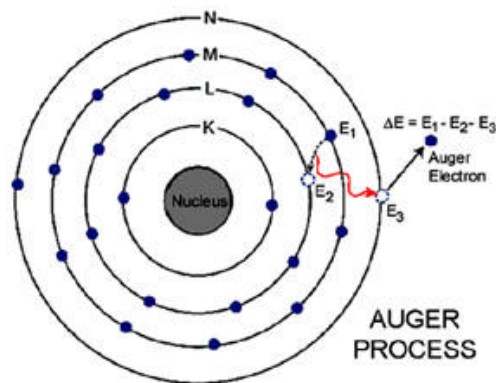
Door het verdwijnen van een orbitaalelektron uit het bestraalde atoom, wordt deze geïoniseerd. De elektronen in de orbitalen gaan zich vervolgens zodanig herschikken dat het betreffende

atoom opnieuw in de grondtoestand terecht komt. Deze herschikking is mogelijk vanwege de gevormde vacature.

Doordat deze opgevuld wordt door een elektron van een hoger gelegen schil, komt het energieverval tussen beide orbitalen vrij onder de vorm van fluorescente fotonen, ook wel karakteristieke X-stralen genoemd.

Deze fotonen veroorzaken op hun beurt weer fotoninteracties. Meestal worden deze karakteristieke X-stralen echter in hetzelfde atoom door de buitenste orbitaalelektronen geabsorbeerd.

Hierdoor bezit opnieuw een elektron een energie die groter is dan zijn bindingsenergie. Ook nu wordt deze energie aangewend om de bindingsenergie van het elektron te overwinnen. Het geëmitteerde elektron wordt een Auger elektron genoemd. Figuur 3.3 geeft de emissie van een Auger elektron grafisch weer [35].

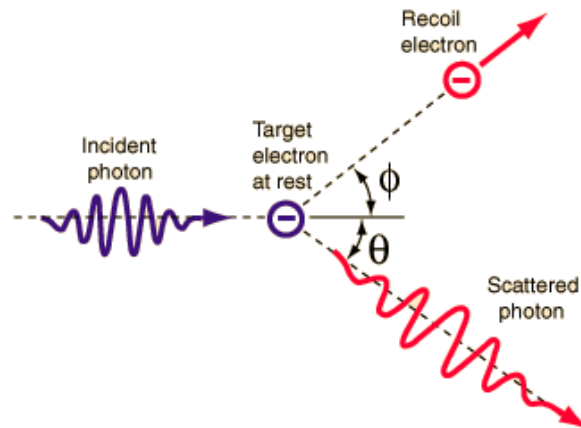


Figuur 3.3: Auger effect. [35]

De kinetische energie van een Auger elektron wordt gegeven door het verschil van de energie van de geabsorbeerde fluorescentiefotonen en de bindingsenergie van het betreffende elektron.

Compton verstrooiing

Compton verstrooiing is een niet destructief interactiemechanisme aangezien het invallend foton slechts verstrooid wordt over een hoek θ ten opzichte van zijn oorspronkelijke bewegingsrichting.



Figuur 3.4: Compton verstrooiing. [36]

In figuur 3.4 wordt weergegeven hoe tijdens deze interactie een deel van de energie van het initiële foton wordt overgedragen op het interagerende elektron [36]. Het elektron ontvangt een zekere terugstootenergie. Deze interactie treedt op bij vrije of zwak gebonden elektronen.

3.2.2 Gedetailleerde fysische behandeling

De gedetailleerde fysische behandeling in MCNP-X is enkel van toepassing voor fotonenergieën kleiner dan 100 MeV en neemt de coherente thomson verstrooiing en fluorescente fotonen die gevormd worden als gevolg van foto-elektrische absorptie mee in rekening. De totale werkzame doorsnede van de fotoninteractie wordt hierdoor gegeven door formule 3.5 [14].

Bij de gedetailleerde fysische behandeling wordt verondersteld dat wisselwerkingen steeds tussen een foton en een vrij elektron optreden. Dit wil zeggen dat iedere fotoninteractie beschouwd wordt als een analoge vangst en niet door een impliciete vangst. Hierdoor verdwijnt ieder foton na absorptie.

Elektronbindingseffecten worden in beschouwing genomen door bij zowel compton- als thomson verstrooiing vormfactoren in te voeren.

De gedetailleerde fysische behandeling van de fotoninteracties is ook toepasbaar voor media met een hoog atoomnummer of voor probleemsituaties betreffende diepe penetratie.

Foto-elektrische absorptie

De energie van het invallende foton E_γ wordt gebruikt voor de excitatie van een orbitaal-elektron.

Overigens worden tijdens deze fotoninteractie ook één of twee fluorescente fotonen gevormd die isotroop uitgezonden worden. Deze fotonen worden in MCNP-X als volgt behandeld [14]:

1. Geen enkel fluorescent foton met een energie groter dan 1 keV wordt uitgezonden. Hierdoor worden enkel Auger elektronen en laag energetische fotonen gevormd. De gevormde Auger elektronen worden in het geheugen opgeslagen voor verdere analyse.

Aangezien het oorspronkelijke foton verdwijnt en geen nieuwe fotonen gevormd worden, eindigt hier ook de analyse van het foton transport.

2. Een fluorescent foton met een energie groter dan 1 keV wordt uitgezonden. De energie van dit foton E'_γ wordt gegeven door het verschil van de energie van het invallende foton E_γ en de kinetische energie van het geëmitteerde elektron ($E_\gamma - E_{BIN}$) verminderd met een zekere excitatie-energie E_{exc} die achteraf door verdere Auger processen gedissipeerd wordt [14]:

$$E'_\gamma = E_\gamma - (E_\gamma - E_{BIN}) - E_{exc} = E_{BIN} - E_{exc} \quad (3.7)$$

Als gevolg van deze dissipatie worden extra elektronen en laag energetisch fotonen geëmitteerd.

De verschillende manieren waarop het transport van de Auger elektronen geanalyseerd wordt in MCNP-X, werd al uitvoerig beschreven in de inleiding.

Ook de bewegingen en interacties van het gevormde fluorescente foton moet geanalyseerd worden.

3. Twee fluorescente fotonen worden uitgezonden indien de resterende excitatie-energie E_{exc} groter is dan 1 keV.

Een elektron met bindingsenergie E'_{BIN} gelegen in een hoger orbitaal van het betreffende atoom kan de openstaande vacature opvullen. Hierbij wordt een tweede fluorescente foton met een energie gelijk aan het energieverschil tussen de twee orbitalen uitgezonden [14]:

$$E''_{\gamma} = E_{exc} - E'_{BIN} \quad (3.8)$$

De resulterende excitatie-energie E'_{exc} wordt achteraf onder de vorm van extra elektronen en laag energetisch fotonen gedissipeerd. De gevormde Auger elektronen worden in het geheugen opgeslagen voor verdere analyse.

MCNP-X moet ook de bewegingen en interacties van het gevormde fluorescente foton analyseren.

Compton verstrooiing

Compton verstrooiing gaat steeds gepaard met een energieoverdracht. Hierdoor zal het initiële foton dat verstrooid wordt over een hoek θ ten opzichte van de oorspronkelijke bewegingsrichting een deel van zijn energie E_{γ} verliezen.

Het terugstootelektron bezit hierdoor een energie gelijk aan het verschil tussen de initiële fotonenergie E_{γ} en de energie van het verstrooide foton E'_{γ} . De gevormde elektronen worden in het geheugen opgeslagen voor verdere analyse.

De uitdrukking voor de werkzame doorsnede wordt gegeven door de Klein-Nishina formule gecorrigeerd met een vormfactor [37]. Hierdoor wordt de werkzame doorsnede zowel energie- als Z-waarde afhankelijk. De verstrooiingshoek θ vergroot in functie van toenemende initiële fotonenergie en dalende Z-waarde.

3.3 Interne bibliotheken

MCNP-X beschikt zoals vele software pakketten over interne datatabellen die interne bibliotheken genoemd worden. Op deze manier wordt een optimaal waarheidsgetrouw resultaat bekomen en beschikken gebruikers over de meest recente gegevens.

Afhankelijk van de gewenste berekeningen worden verschillende bibliotheken aangewend [14]:

- bibliotheken voor wisselwerkingen met neutronen met continue energie
- bibliotheken voor wisselwerkingen met neutronen met discrete energie
- bibliotheken voor wisselwerkingen met fotonen
- bibliotheken voor werkzame doorsneden van neutronen in dosimetrie
- bibliotheken voor thermische neutronen $S(\alpha, \beta)$
- bibliotheken voor multigroep neutronwisselwerkingen, neutron-foton wisselwerkingen en wisselwerkingen van geladen deeltjes die zich gedragen als neutronen
- bibliotheken voor multigroep fotonwisselwerkingen
- bibliotheken voor elektronwisselwerkingen

Doordat de masterproef enkel foton- en elektroninteracties beschouwt, wordt de bespreking van de interne bibliotheken tot deze beperkt.

MCNP-X heeft twee verschillende interne datatabellen voor fotoninteractie. De eerste bibliotheek bevat voor ieder nuclide de fysische gegevens, inclusief de foto-elektrische absorptieranden en de paarvorming drempelwaarde [15]. Daarnaast bevat MCNP-X ook een datatabel die de werkzame doorsneden voor paarvorming, foto-elektrische absorptie, coherente en incoherente verstrooiing bevatten [15].

De hoek- en energieverdeling van de verstrooide fotonen daarentegen zijn niet aanwezig in de interne bibliotheken van MCNP-X [15]. De hoekverdeling van secundaire fotonen van foto-elektrische absorptie, paarvorming en fluorescentie is echter steeds isotroop. Zowel voor coherente als incoherente verstrooiing kan de hoekverdeling berekend worden met behulp van de Thomson and Klein-Nishina formule [37]. Aan de hand van de bekomen

hoekverdeling berekent MCNP-X vervolgens de energieverdeling van de verstrooide fotonen [15].

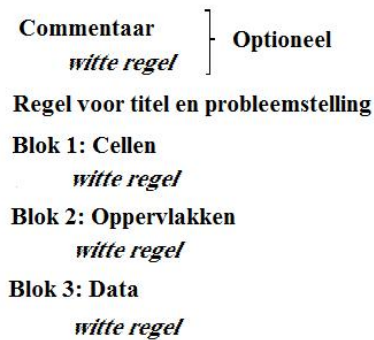
De interne datatabel voor elektronwisselwerkingen is ingedeeld op basis van het atoomnummer Z . Deze bibliotheek bevat de stopping power parameters, de werkzame doorsneden voor remstralingsproductie, de energie distributies van remstraling, de energie van de K-edge en de energie van de geproduceerde Auger elektronen [15].

3.4 Invoerbestand

Het invoerbestand bevat de eigenlijke programmeercode die noodzakelijk is voor het uitvoeren van berekeningen in MCNP-X. De gebruiker definieert hierin alle parameters die noodzakelijk zijn voor het bekomen van een resultaat dat zo dicht mogelijk aansluit bij de realiteit. Het invoerbestand bevat naast de volledige geometrie van het bestraalde volume en omgeving, ook de geometrie en eigenschappen van de stralingsbron, de aanwezige materialen en vereiste commando's om de noodzakelijke bewerkingen uit te voeren.

Belangrijk is dat de gebruiker vertrouwd geraakt met de specifieke nomenclatuur eigen aan MCNP-X. Eenheden volgen bijvoorbeeld niet de ISO-vereisten.

De algemene structuur van een invoerbestand in MCNP-X wordt afgebeeld in figuur 3.5 [38].



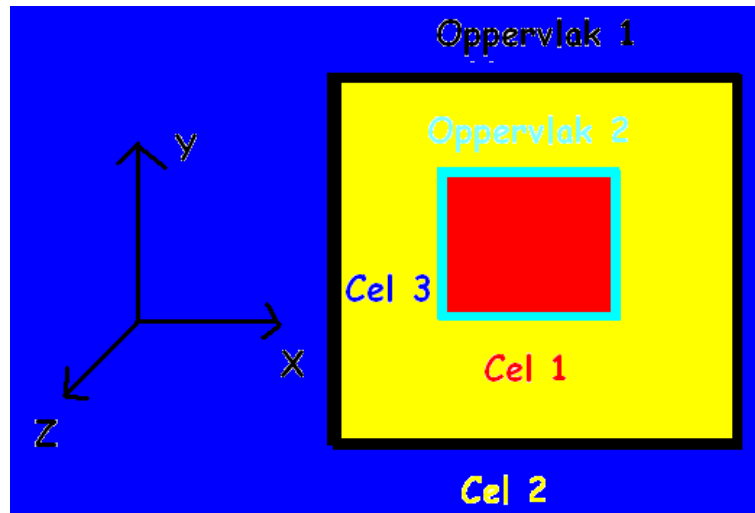
Figuur 3.5: Structuur van invoerbestand in MCNP-X. [38]

De typische MCNP-X programmatie nomenclatuur wordt in deze masterproef niet besproken. Hiervoor wordt verwezen naar [14] en [15].

Een fundamenteel gegeven binnen MCNP-X is enkelvoudige definiëring: ieder punt in de ruimte moet minimaal één keer en mag maximaal één keer gedefinieerd worden. Bovendien moet aan ieder punt een door de gebruiker gedefinieerd materiaal toegekend worden. Dit gebeurt met behulp van cellen.

Cellen worden gevormd door de unie of doorsnede van door de gebruiker gedefinieerde oppervlakken. Het voorbeeld in figuur 3.6 illustreert dit [38]. Oppervlakken 1 en 2 vormen

samen drie verschillende cellen. De punten binnen Oppervlak 2 vormen Cel 1. De punten tussen Oppervlak 1 en Oppervlak 2 vormen vervolgens Cel 2. Aangezien alle punten in de ruimte minimaal een keer en maximaal een keer gedefinieerd moeten worden, vormen alle punten buiten Oppervlak 1, Cel 3.



Figuur 3.6: Voorbeeld van de vorming van cellen met behulp van oppervlakken. [38]

Oppervlakken worden gedefinieerd in blok 2. Belangrijk is dat hun geometrie de realiteit optimaal benadert. MCNP-X bezit over een eigen nomenclatuur om meetkundige oppervlakken te definiëren. RPP wijst bijvoorbeeld op een rechthoekige parallellepipedum.

In blok 3 worden alle parameters die geen betrekking hebben op de geometrie gedefinieerd. Hiertoe behoren de materiaalspecificatie, het type invallende deeltjes, de brondefiniëring, de berekende tallies (paragraaf 3.5), het aantal en type beschouwde fysische wisselwerkingen, variantiereductietechnieken en andere noodzakelijke MCNP-X commando's.

Iedere cel is opgebouwd uit een welbepaald materiaal. Dit kan zowel een zuiver element als een samenstelling van verschillende elementen zijn. MCNP-X vereist echter dat ieder gebruikt materiaal gedefinieerd wordt in het invoerbestand. Hierbij wordt zowel het type element of de samenstelling van het materiaal als hun abundantie (aangeduid met behulp van positieve waarden) of hun massafracties (aangeduid met behulp van negatieve waarden) vermeld. Elk materiaal krijgt een nummer toegekend dat ook aangegeven wordt achter het celnummer in blok 1 voor iedere cel dat gevuld is met dat specifiek materiaal.

Brondefiniëring is een essentieel deel binnen MCNP-X simulaties. De eigenschappen van de bron (energie, afmetingen, type) en uitgezonden deeltjes (p voor fotonen, e voor elektronen en n voor neutronen) bepalen immers de beschouwde wisselwerkingen en het uiteindelijke resultaat van de simulatie.

Binnen MCNP-X bestaan een groot aantal voorgeprogrammeerde commando's die welbepaalde resultaten opleveren. Deze worden tallies genoemd. De gebruiker geeft afhankelijk van de gewenste doelstellingen commando's op in het invoerbestand. MCNP-X slaat de uiteindelijke resultaten op in het uitvoerbestand voor de gebruiker.

De verschillende commando's die gehanteerd worden in deze masterproef worden in paragraaf 3.5.

3.5 MCNP-X commando's

Tabel 3.2 geeft een overzicht van alle mogelijk MCNP-X commando's samen met de eenheden waarin de resultaten uitgedrukt worden [14]. MCNP-X biedt bovendien de mogelijkheid om ieder commando in twee verschillende eenheden te bekomen. Hiervoor moet het standaard commando voorafgegaan worden door een *.

In tabel 3.2 worden de deeltjes vermeld waarvoor de commando's gebruikt kunnen worden: n = neutronen, p = fotonen en e = elektronen.

Code	Omschrijving	Mogelijk voor	Fn eenheden	*Fn eenheden
F1	Stroom door een oppervlak	n,p,n-p,e	#	MeV
F2	Gemiddelde fluentie door een oppervlak	n,p,n-p,e	#/cm ²	MeV/cm ²
F4	Gemiddelde fluentie in een cel	n,p,n-p,e	#/cm ²	MeV/cm ²
F5	Fluentie in een punt of ring	n,p	#/cm ²	MeV/cm ²
F6	Energie depositie	n,p,n-p	MeV/g	J/g
F7	Fissie energie depositie in een cel	n	MeV/g	J/g
F8	Pulshoogtedistributie in een cel	e,p,e-p, n	pulsen	MeV

Tabel 3.2: Overzicht MCNP-X commando's. [14]

MCNP-X biedt zeven mogelijke neutroncommando's, zes fotoncommando's en vier verschillende elektroncommando's. Enkel het foton commando dat relevant is voor deze masterproef wordt meer in detail besproken.

3.5.1 Energiedepositie (F6)

De energiedepositie, uitgedrukt in MeV/g, wordt analytisch uitgedrukt met behulp van onderstaande formule [14]:

$$F_6 = -\frac{\rho_a}{\rho_g} \int_V \int_t \int_E H(E) \Phi(\vec{r}, E, t) dE dt \frac{dV}{V} \quad (3.9)$$

met:

$$\rho_a = \text{atoomdichtheid [aantal atomen per barn en per centimeter = \#/(\text{b cm})]}$$

ρ_g = massadichtheid [gram per kubieke centimeter = g/cm^3]

$H(E)$ = warmterespons

$\Phi(\vec{r}, E, t)$ = deeltjesfluentietempo op positie \vec{r} met een energie E op tijdstip t

$\int dE$ = integratie over de energie

$\int \frac{dV}{V}$ = integratie over het volume van de beschouwde cel

De warmterespons $H(E)$ in bovenstaande formule varieert naargelang het type van deeltjes dat beschouwd wordt. Voor fotonen geldt onderstaande uitdrukking [14]:

$$H(E) = \sigma_T(E) H_{gemiddeld} \quad (3.10)$$

met:

$\sigma_T(E)$ = totale werkzame doorsnede voor fotonen

$H_{gemiddeld}(E)$ = warmtenuummer [14]:

$$H_{gemiddeld}(E) = \sum_{i=1}^3 p_i(E) * (E - \bar{E}_{uit}) \quad (3.11)$$

Het gemiddelde warmtenuummer wordt berekend door de som te nemen van de convolutie van de waarschijnlijkheid $p_i(E)$ voor de interactie i met het verschil van de invallende fotonenergie E en de gemiddelde geëxciteerde fotonenergie \bar{E}_{uit} .

De wisselwerkingen die hierbij beschouwd worden zijn:

i = 1: incoherente compton verstrooiing met vormfactoren

i = 2: paarvorming met $\bar{E}_{uit} = 2 m_0 c^2$ waarbij m_0 de rustmassa van het gevormde elektron-positron paar en c de lichtsnelheid voorstelt

i = 3: foto-elektrisch effect

Hieruit wordt besloten dat MCNP-X bij de berekening van de energiedepositie (F6) gebruik maakt van de kerma benadering. De energie van elektronen gevormd tijdens interacties met invallende fotonen wordt hierdoor lokaal, d.i. op dezelfde locatie, weer geabsorbeerd.

Voorbeeld ter illustratie:

Bepaling van de energiedepositie (tallie F6) voor fotonen in cel 12 wordt in MCNP-X code:

```
F6:p 12
```

In deze masterproef wordt in iedere Monte Carlo simulatie de energiedepositie (J/g of MeV/g) in een TLD berekend. In een eerste stap worden de resultaten geconverteerd naar de eenheid Gray (Gy). Vervolgens wordt de respons van de detector bij uitlezing (paragraaf 2.2.2) in rekening gebracht door vermenigvuldiging met de lichtefficiëntie, uitgedrukt in 'hoeveelheid licht/Gy', van de beschouwde TLD [39]. Met behulp van een kalibratiefactor ('Gy/hoeveelheid licht') wordt opnieuw overgegaan naar de eenheid Gy. (paragraaf 2.2.2) In deze masterproef wordt de kalibratiefactor gelijk aan één gesteld.

3.6 MCNP-X onzekerheden

De simulatie van wiskundige en fysische verschijnselen met behulp van Monte Carlo methoden resulteert uiteindelijk in een gemiddelde waarde van de bijdragen van alle individueel gegenereerde simulaties. MCNP-X berekent het finale resultaat aan de hand van de resultaten voor ieder individueel gesimuleerd deeltje.

Aan ieder resultaat moet echter een statistische onzekerheid gekoppeld worden. Deze onzekerheid in combinatie met het totaal aantal gesimuleerde deeltjes geeft de gebruiker een goed inzicht in de nauwkeurigheid en dus ook in de correctheid van het weergegeven MCNP-X resultaat [14].

3.6.1 Geschatte relatieve statistische onzekerheid

De relatieve statistische onzekerheid geeft de standaardafwijking $S_{\bar{x}}$ van de berekende gemiddelde waarde \bar{x} weer als een fractie van de gemiddelde waarde \bar{x} [14]:

$$R \equiv \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{x}} \quad (3.12)$$

Voor de bespreking van statistische grootheden zoals de gemiddelde waarde \bar{x} en de standaardafwijking $S_{\bar{x}}$ wordt verwezen naar de cursus statistiek [40].

Op basis van empirische gegevens werden een aantal richtwaarden voor de relatieve statistische onzekerheid opgesteld. Tabel 3.3 geeft de richtwaarden voor R weer voor een 1σ betrouwbaarheidsinterval [38].

Richtwaarden voor R	Kwaliteit van het resultaat
0.5 tot 1	niet betrouwbaar
0.2 to 0.5	weinig betrouwbaar
0.1 tot 0.2	soms betrouwbaar
< 0.1	algemeen betrouwbaar behalve voor puntdetectoren
< 0.05	algemeen betrouwbaar, ook voor puntdetectoren

Tabel 3.3: Richtwaarden voor R voor 1σ betrouwbaarheidsinterval. [38]

Deze relatieve onzekerheden worden samen met de uiteindelijke resultaten door MCNP-X weergegeven in het uitvoerbestand.

3.6.2 Tien statistische testen

De belangrijkste en eenvoudigste methode ter controle van de statistische betrouwbaarheid van een simulatie in MCNP-X, zijn de tien statistische testen. Deze testen worden automatisch voor ieder te berekenen MCNP-X commando uitgevoerd. De resultaten worden samen met de uiteindelijke berekeningen in het uitvoerbestand weergegeven.

Indien niet voldaan wordt aan één of meerdere statistische testen, geeft MCNP-X automatisch extra informatie weer. Met behulp van deze gegevens kan de gebruiker de oorzaak van eventueel falen trachten op te sporen.

De tien statistische testen die door MCNP-X uitgevoerd worden, zijn [14]:

1. Monotoon verloop van de berekende gemiddelde waarde \bar{x} naargelang meer deeltjes gesimuleerd zijn tijdens een welbepaalde MCNP-X berekening.
2. De relatieve onzekerheid R moet steeds kleiner zijn dan 0.1, voor puntdetectoren kleiner dan 0.05.
3. Monotoon dalend verloop van de relatieve onzekerheid R vanaf het moment dat meer dan de helft van het totaal aantal deeltjes tijdens een welbepaalde MCNP-X berekening gesimuleerd is.
4. Dit monotoon dalend verloop moet volgens de functie $\frac{1}{\sqrt{N}}$ verlopen.
5. De variantie van de variantie (VOV) moet kleiner zijn dan 0.1.
6. Monotoon dalend verloop van de variantie van de variantie (VOV) vanaf het moment dat meer dan de helft van het totaal aantal deeltjes tijdens een welbepaalde MCNP-X berekening gesimuleerd is.
7. Dit monotoon dalend verloop moet volgens de functie $\frac{1}{N}$ verlopen.
8. Het prestatiegetal FOM (d.i. Figure Of Merit) mag statistisch constant blijven vanaf het moment dat meer dan de helft van het totaal aantal deeltjes tijdens een welbepaalde MCNP-X berekening gesimuleerd is.

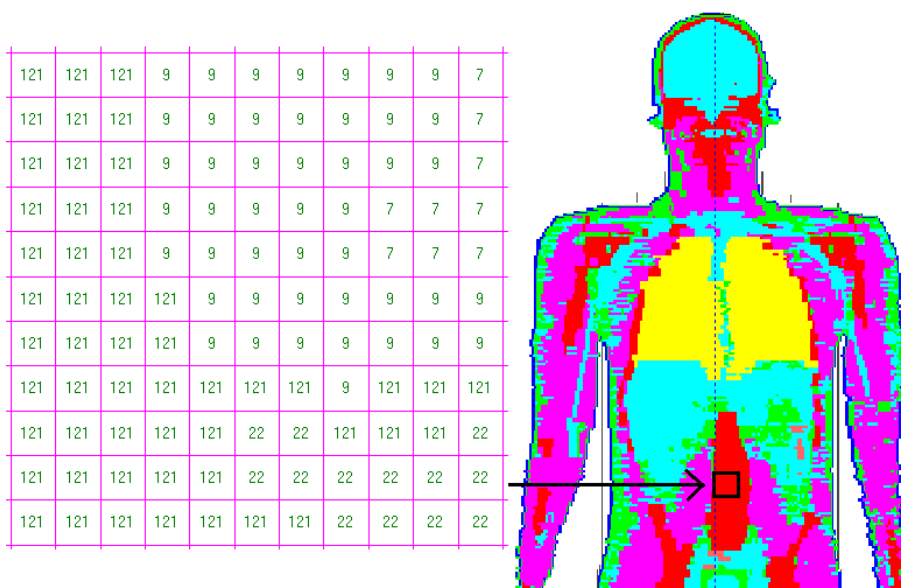
9. Het prestatiegetal FOM mag geen dalend of stijgend verloop vertonen vanaf het moment dat meer dan de helft van het totaal aantal deeltjes tijdens een welbepaalde MCNP-X berekening gesimuleerd is.
10. De helling (d.i. SLOPE) van de 201 grootste bijdragen van de individuele deeltjes moet groter zijn dan 3.

3.7 Simulatie van voxel fantomen

Het voxel fantoom dat gehanteerd wordt in deze masterproef is het Male Adult voXel (MAX) fantoom. Meer informatie betreffende de anatomie wordt gegeven in hoofdstuk 4.1.

Een voxelfantoom wordt in MCNP-X gesimuleerd door middel van een driedimensionale rij van getallen, d.i. orgaan- of weefsel-identificatienummers [41]. Deze driedimensionale rij wordt een ‘lattice’ genoemd. Ieder getal hierin stelt een elementair volume-element voor, voxel genaamd, gevuld met een materiaal afhankelijk tot welk orgaan de betreffende voxel behoort. Het MAX lattice is opgebouwd uit 158, 74 en 487 voxels in respectievelijk de x, y en z-richting.

Figuur 3.7 geeft een voorbeeld van de tweedimensionale visualisatie van de opbouw van de driedimensionale rij van weefsel-identificatienummers [42].



Figuur 3.7: Tweedimensionale visualisatie van de opbouw van de driedimensionale rij van weefsel-identificatienummers. [42]

Elk orgaan- of weefsel-identificatienummer refereert naar een welbepaald weefselmateriaal dat elders in het invoerbestand is gedefinieerd in termen van massafracties voor elk aanwezig atoom en in termen van massadichtheid.

Male Adult voXel fantoom (MAX)

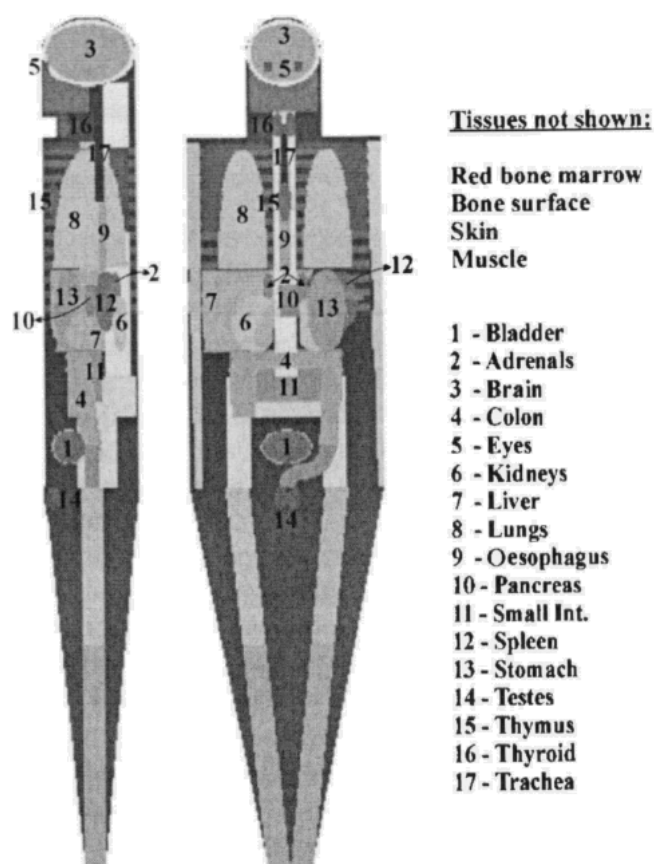
In de medische dosimetrie wordt naast experimentele meetprocedures ook gebruik gemaakt van Monte Carlo berekeningen: klinische situaties worden nauwkeurig gesimuleerd en relevante dosimetrische grootheden worden berekend. Patiënten en/of medische personeel kunnen in deze simulaties benaderd worden door een ICRU-tissue fantoom, een mathematisch of een voxel fantoom. Deze drie fantomen werden afgebeeld in figuur 1.3 [12] [13].

In mathematisch fantomen worden geometrische vormen, uitgedrukt met behulp van mathematische uitdrukkingen, gebruikt om geïdealiseerde organen en weefsels te beschrijven. Figuur 4.1 geeft ter illustratie de vereenvoudiging van organen en weefsels weer door geometrische vormen voor het mathematische Adam fantoom [43].

Het eerste mannelijk mathematisch fantoom werd geïntroduceerd door Fisher en Snyder (1967, 1969) [44] [45] en werd later verder ontwikkeld door Snyder et al (1969, 1978) [44] [45]. Dit fantoom was de basis voor de constructie van mathematische fantomen van kinderen van verschillende leeftijden (Cristy, 1980) [44] [45], van geslachts-specifieke volwassenen (Kramer et al 1982) [44] [45] en van zwangere volwassen vrouwen (Stabin et al 1995) [44] [45].

Mathematische fantomen worden vaak MIRD of MIRD5 fantomen genoemd aangezien ze voor het eerst vermeld werden in Pamphlet no.5 van het Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD) [44].

Voxel of tomografische fantomen (voxel = pixel volume, pixel = picture element) werden geïntroduceerd als een uitbreiding en optimalisatie van mathematische fantomen [46]. Ze zijn gebaseerd op digitale beelden bekomen door computed tomography (CT) of magnetic resonance imaging (MRI) van leden van de bevolking. Hierdoor geven voxel fantomen een realistische representatie weer van de anatomie van het menselijk lichaam [44].



Figuur 4.1: Het mannelijk volwassen mathematisch fantoom ADAM: lateraal en frontaal aanzicht. [43]

Doorheen de jaren hebben verschillende onderzoeksgroepen een ganse familie van voxel modellen ontwikkeld, d.i. van baby tot volwassen persoon: Gibbs et al (1984), Zankl et al (1988), Veit et al (1989), Zubal et al (1994), Xu et al (2000), Zankl en Wittmann (2001) en Petoussi-Henss et al (2002) [44][45].

Deze fantomen zijn echter gebaseerd op individuele patiëntgegevens. Hierdoor zijn deze voxel modellen geen representatie van de gemiddelde Caucasiaanse man of vrouw zoals gedefinieerd in ICRP publicatie 23 (ICRP 1975) en 89 (ICRP 2002) [44]. In 1996 ontwikkelde Dimbylow op basis van een gesegmenteerd MRI whole-body data set het eerste fantoom (NORMAN) met een lichaamsgewicht, -hoogte en orgaanmassas die in overeenstemming zijn met de referentiedata van de ICRP 23.

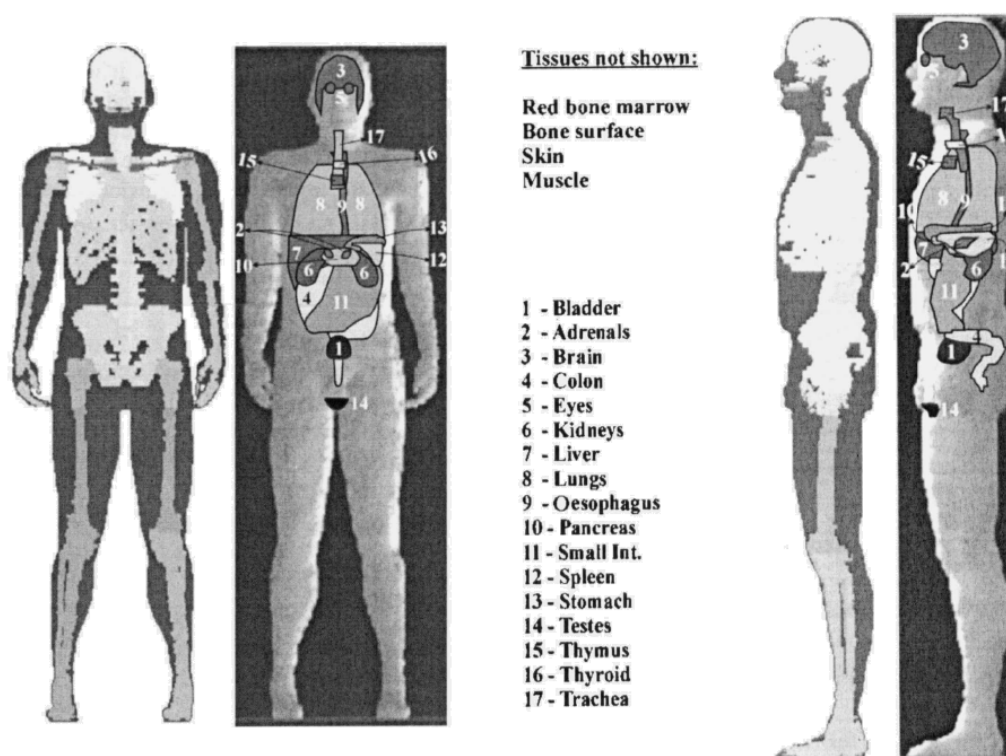
Verskillende mannelijke en vrouwelijke voxel modellen die eveneens aan deze eisen voldoen,

zijn de laatste jaren geconstueerd: MAX en FAX (Kramer et al, 2003), Godwin en Klara (Zankl et al, 2005), MAX06 en FAX06 (Kramer et al, 2006), Rex en Regina (Schlattl et al, 2007). De organen van deze drie laatste modellen hebben bovendien een massa en densiteit die overeenstemmen met de waarden in ICRP publicatie 23 (ICRP 1975) en 89 (ICRP 2002)(ICRP 2002) [44].

De simulaties in deze masterproef worden uitgevoerd met behulp van het Male Adult voXel (MAX) fantoom. Het wordt gebruikt voor de berekening van de effectieve dosis bij medisch personeel dat werkzaam is in de interventionele radiologie. Zoals eerder vermeld, dragen deze personen persoonlijke beschermingsmiddelen die niet aanwezig zijn bij de beschikbare voxel modellen. In het kader van deze masterproef zullen deze persoonlijke beschermingsmiddelen manueel toegevoegd moeten worden.

4.1 Geometrie

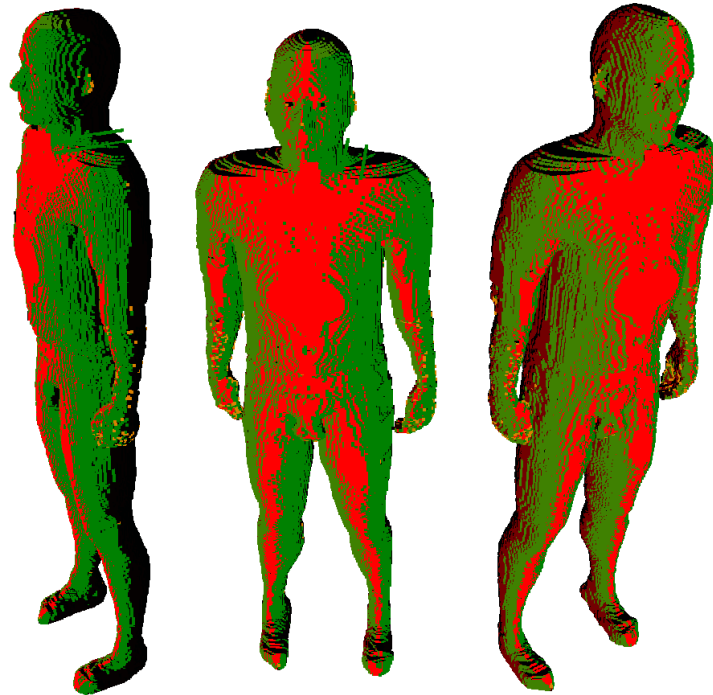
Het Male Adult voXel fantoom (MAX) is ontwikkeld met behulp van digitale computed tomografie (CT) en magnetische resonantie beelden van de gemiddelde Caucasiaanse volwassen man. Dit tomografisch of voxel fantoom is een optimale representatie van de anatomie van de referentie volwassen man zoals gedefinieerd in ICRP publicatie 23 (ICRP 1975) en 89 (ICRP 2002) [45]. Figuur 4.2 geeft ter illustratie de optimale representatie van organen en weefsels weer voor het voxel model MAX [43].



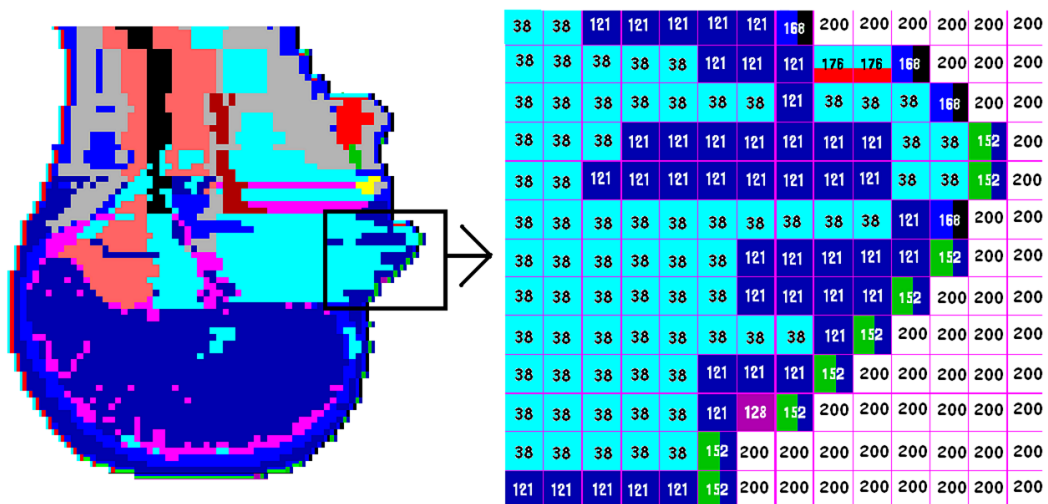
Figuur 4.2: Frontaal (links) en lateraal (rechts) aanzicht van het skelet en de inwendige organen van het voxel fantoom MAX. [43]

Figuren 4.2 en 4.3 geven respectievelijk een tweedimensionaal beeld (frontaal (links) - lateraal (rechts) [43] en een driedimensionaal beeld van het Male Adult voXel fantoom.

Het 175.3 cm lange fantoom is opgebouwd uit een driedimensionale matrix van 3.6 mm kubische voxels (voxel = pixel volume, pixel = picture element) waaraan identificatienummers (ID) toegekend worden [46]. Figuur 4.4 geeft een tweedimensionaal beeld van het



Figuur 4.3: Driedimensionaal beeld van het Male Adult voXel (MAX) fantoom.



Figuur 4.4: Tweedimensionaal beeld van het hoofd van het MAX fantoom waarbij de verschillende voxels en de bijhorende identificatienummers zichtbaar zijn in de detailweergave van de neus. [42]

hoofd van het MAX fantoom waarbij de verschillende voxels en de bijhorende identificatienummers zichtbaar zijn in de detailweergave van de neus. De identificatienummers zijn de celnummers van de overeenkomstige organen en weefsels.

De samenstelling van weefsels en de densiteit van materialen waaruit MAX opgebouwd is, zijn gebaseerd op of overgenomen uit het International Commission on Radiation Units (ICRU) Report no 44. De compositie en dichtheid van zacht weefsel is een gemiddelde waarde van data voor de hersenen, de dikke darm, het hart, de nieren, de lever, de pancreas, de milt, de testes en de schildklieren [45]. Tabel 4.1 geeft een overzicht van de organen en weefsels, noodzakelijk voor de bepaling van de effectieve dosis, die expliciet gesimuleerd worden in het MAX fantoom en de overeenkomstige massa's [45].

Een beschrijving van de programmatie van het Male Adult voXel fantoom in een MCNP-X invoerbestand werd beschreven in paragraaf 3.7.

Meer informatie betreffende de ontwikkeling, de orgaan- en weefselmassa's en -compositie van het MAX fantoom worden gegeven in [45] en [43].

4.1.1 Geslacht van het voxel fantoom

SCK•CEN heeft gedurende vele nationale en internationale projecten zoals bijvoorbeeld ORAMED (<http://www.oramed-fp7.eu/>) informatie vergaard op het gebied van stralingsblootstellingen in de interventionele radiologie. Dusdanige projecten zijn echter verbonden aan anonimiteitsvereisten waardoor geen informatie beschikbaar is betreffende het geslacht van medisch personeel dat werkzaam is in de interventionele radiologie. De werknemers van SCK•CEN die bij deze onderzoeken betrokken waren, verklaarden dat de grote meerderheid van de operatoren in de interventionele radiologie van het mannelijke geslacht waren.

De dienst dosimetrie van SCK•CEN is geaccrediteerd volgens ISO/IEC 17025 door de Belgische Accreditatieorganisatie (BELAC) en biedt haar diensten aan externe ondernemingen en medische centra aan. Hierdoor beschikt SCK•CEN over een zeer gevarieerd klantenbestand en kan een zeer brede schatting gemaakt worden van het aantal mannen en vrouwen die in aanraking komen met ioniserende straling en een loden schort dragen ter bescherming: 38% vrouwen en 62% mannen. Belangrijk te onthouden is dat niet enkel medisch personeel, d.i. zowel chirurgen als verpleegkundigen, tewerkgesteld in de interventionele radiologie beschouwd wordt. Ook personen die in onderzoekscentra, industriële

Orgaan/weefsel	massa (g)
blaas	50
lever	1800
schildklier	19.8
slokdarm	40.1
longen	1061.5
maag	400
dikke darm	607.5
testes	34.7
hersenen	1297.6
huid	2942.09
botoppervlak (+)	10454
beenmerg (°)	1200
bijnieren(*)	14.7
nieren(*)	310
pancreas(*)	140
milt(*)	150
thymus(*)	25
dunne darm(*)	998.1
prostaat(*)	17
hartwand(*)	330
spieren (*)	31007

(*) Deze organen en weefsels behoren tot de groep restorganen voor de bepaling van de effectieve dosis.

(°) Beenmerg heeft een verschillende samenstelling naargelang de positie in het lichaam: wervelkolom, bekken, ribben-borstbeen, armen, benen en schedel-mandibel.

(+) Totale massa van het botoppervlak: wervelkolom, bekken, ribben-borstbeen, armen, benen, schedel-mandibel, dens-axis, sygom, hard gehemelte, uncus van het oor.

Tabel 4.1: Organen en weefsels die expliciet gesimuleerd worden in het MAX fantoom en de overeenkomstige massa's. [45]

ondernemingen, ... werken worden in rekening genomen.

Alhoewel statistische gegevens niet beschikbaar zijn met betrekking tot de man/vrouw verdeling bij operatoren die werkzaam zijn in de interventionele radiologie, wordt op basis van bovenstaande gegevens besloten dat het mannelijke geslacht duidelijk meer vertegenwoordigd is. Hierdoor wordt geopteerd om een mannelijk in plaats van een vrouwelijk voxel fantoom te hanteren in deze masterproef.

4.1.2 Persoonlijke beschermingsmiddelen (PBM)

Persoonlijke beschermingsmiddelen (PBM) moeten gehanteerd worden indien gevaren niet voldoende uitgeschakeld kunnen worden aan de bron of onvoldoende beperkt kunnen worden met maatregelen op het gebied van arbeidsorganisatie of met collectieve technische beschermingsmiddelen [47].

Iedere uitrusting die door de werknemers gedragen of vastgehouden wordt en die deze beschermt tegen veiligheids- en gezondheidsrisico's, inclusief accessoires en aanvullingen, worden als PBM beschouwd [47].

De verschillende persoonlijke beschermingsmiddelen die gehanteerd kunnen worden bij beroepsmatige blootstelling aan ioniserende straling in de interventionele radiologie zijn:

- loden schort
- schildklierbeschermer
- loden bril
- loden handschoenen

Het gebruik van loden handschoenen en brillen is echter nog zeer beperkt. Bovendien worden ogen en handen niet beschouwd bij de berekening van de effectieve dosis. Bijgevolg worden deze voor het onderzoek van deze masterproef niet beschouwd.

Alle PBM's zijn opgebouwd uit lood. Lood heeft namelijk een hoge massadichtheid waardoor het invallende ioniserende straling zeer efficiënt gaat verzwakken. Naarmate de dikte toeneemt, wordt een grotere fractie van de invallende straling verzwakt.

Medisch personeel in de interventionele radiologie gebruikt in klinische situaties een loden schort en een loden schildklierbeschermer als persoonlijke beschermingsmiddelen. Hierdoor moet het MAX fantoom dat ontwikkeld werd door Kramer et al (2003) voor het onderzoek van deze masterproef uitgebreid worden met deze persoonlijke beschermingsmiddelen.

Loden schort

Een loden schort is een kledingstuk dat het lichaam van de drager beschermt tegen ioniserende straling. Door de jaren heen zijn verschillende soorten ontwikkeld. De meest gehanteerde loden schort is de 'wrap around' die een dubbele bescherming biedt aan de voorzijde van het lichaam. Een voorbeeld wordt afgebeeld op figuur 4.5 [48]. Deze schorten hebben een looddikte van 0.5 mm aan de voorzijde en 0.25 mm aan alle andere zijden.



Figuur 4.5: Bar-Ray Stretch Back Reverse Wrap X-Ray Lead Apron. [48]

De loden schort die gebruikt wordt in deze masterproef wordt als een rechthoek met een lengte van 91 cm en een breedte van 34 cm gesimuleerd. Vanwege programmatische beperkingen kan de loden schort echter niet perfect tegen het lichaam gepositioneerd worden. Hierdoor is steeds een kleine laag lucht aanwezig tussen de loden schort en de huid van het MAX fantoom. Deze luchtlaag is maximaal 8.23 cm ter hoogte van de knie.

De dikte van de loden schort is echter kleiner dan de dikte van het gedefinieerde voxel volume (3.6 mm) (paragraaf 3.7). Hierdoor moeten de desbetreffende voxels opgesplitst worden, waarvan één deel opgevuld wordt met lood en het andere deel met lucht.

Schildklierbeschermer

De schildklierbeschermer schermt de schildklier af voor ioniserende straling en heeft meestal een looddikte van 0.5 mm. Figuur 4.6 illustreert dit [49].



Figuur 4.6: Röntgenbescherming schildklier. [49]

De loden schildklierbeschermer wordt in deze masterproef als een rechthoek met een lengte van 17.5 cm en een breedte van 8.5 cm gesimuleerd. Bij de simulatie van de schildklierbeschermer treedt dezelfde programmatische beperking op: de schildklierbeschermer kan niet perfect tegen het lichaam gepositioneerd worden. Dit leidt tot een dunne laag lucht tussen de huid van het MAX fantoom en de schildklierbeschermer. Deze luchtlaag is maximaal 3.19 cm.

De dikte van het lood wordt gelijk aan 0.5 mm genomen, identiek aan de klinische situatie.

Analoog aan de loden schort, is de dikte van de schildklierbeschermer kleiner dan de dikte van het gedefinieerde voxel volume (3.6 mm) (paragraaf 3.7). Een opsplitsing van de desbetreffende voxels is opnieuw noodzakelijk.

De huid heeft net zoals de loden schort en schildklierbeschermer een dikte die kleiner is dan de afmeting van het gedefinieerde voxel volume. Ook voor de programmatie van de huid moeten hierdoor de desbetreffende voxels opgesplitst worden.

4.2 Optimalisatie van het MAX fantoom

Het MAX fantoom, ontwikkeld door Kramer et al (2003), werd reeds in het academiejaar 2004-2005 in een afstudeerproject uitgebreid met een loden schort en een loden schildklierbeschermer [50]. Met behulp van deze uitbreidingen kan wetenschappelijk onderzoek uitgevoerd worden naar de stralingsblootstelling van personen die persoonlijke beschermingsmiddelen dragen.

Een aantal correcties dienden uitgevoerd te worden ter optimalisatie van het MAX fantoom, uitgebreid met een loden schort en een loden schildklierbeschermer. In deze paragraaf worden deze grondig besproken.

4.2.1 Thermoluminescente dosimeters (TLD)

Naast de persoonlijke beschermingsmiddelen werden op verschillende locaties op het voxel fantoom ook thermoluminescente dosimeters toegevoegd. Deze waren noodzakelijk voor het wetenschappelijk onderzoek dat door een vorige student uitgevoerd werd.

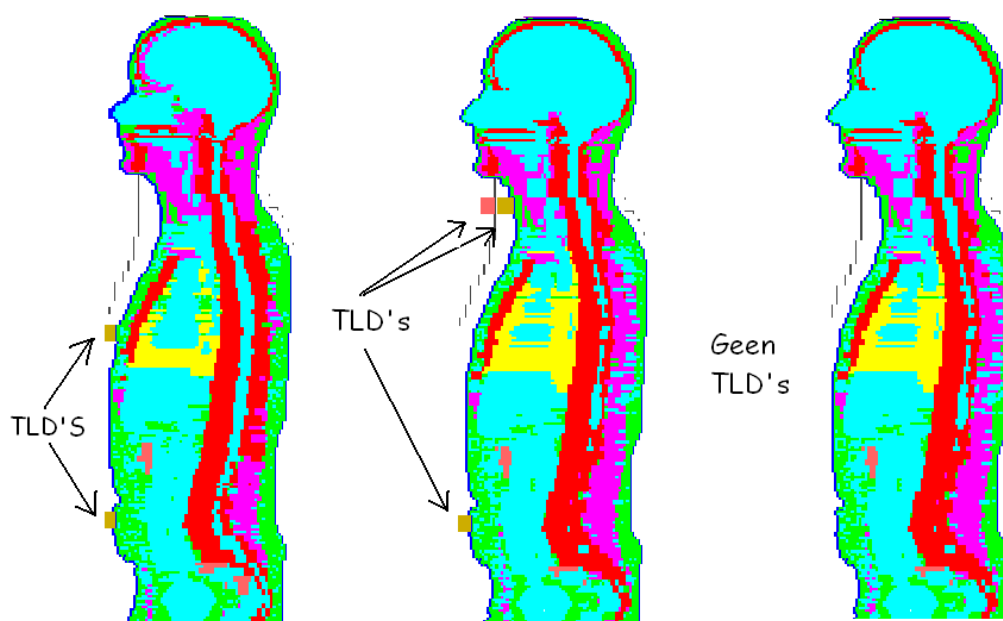
Om de klinische situatie die in deze masterproef gehanteerd wordt zo nauwkeurig mogelijk te benaderen, moeten de TLD's die aanwezig zijn op het fantoom, de loden schort en de schildklierbeschermer verwijderd worden. Hiervoor moesten alle TLD's individueel getraceerd en verwijderd worden.

Figuur 4.7 geeft een weergave van het MAX fantoom met de dosimeters (links en midden) en zonder de dosimeters (rechts) [42].

4.2.2 Gat in de loden schort en schildklierbeschermer

Met behulp van een gedetailleerde studie van de geometrie van het uitgebreide MAX fantoom met behulp van het visualisatieprogramma *Moritz*, werden verschillende gaten in de loden schort en de schildklierbeschermer ontdekt. Deze waren aanwezig ter hoogte van de borst, de heup en de keel.

Het driedimensionele MAX fantoom wordt in de MCNP-X nomenclatuur echter geprogrammeerd als een getallenreeks opgebouwd uit 5.69 miljoen elementen (paragraaf 3.7).

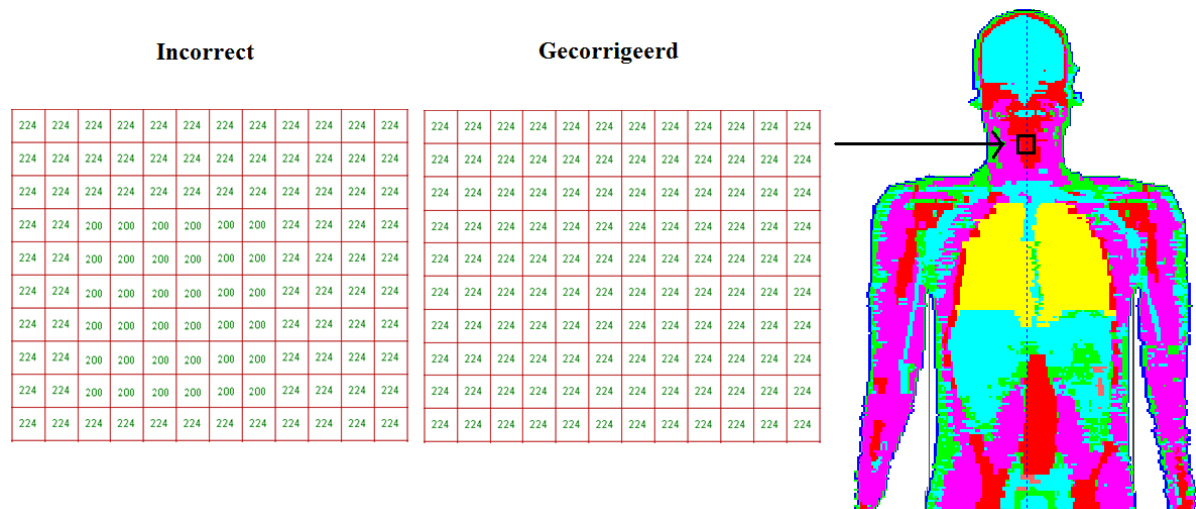


Figuur 4.7: MAX fantoom met de dosimeters (links en midden) en zonder de dosimeters (rechts). [42]

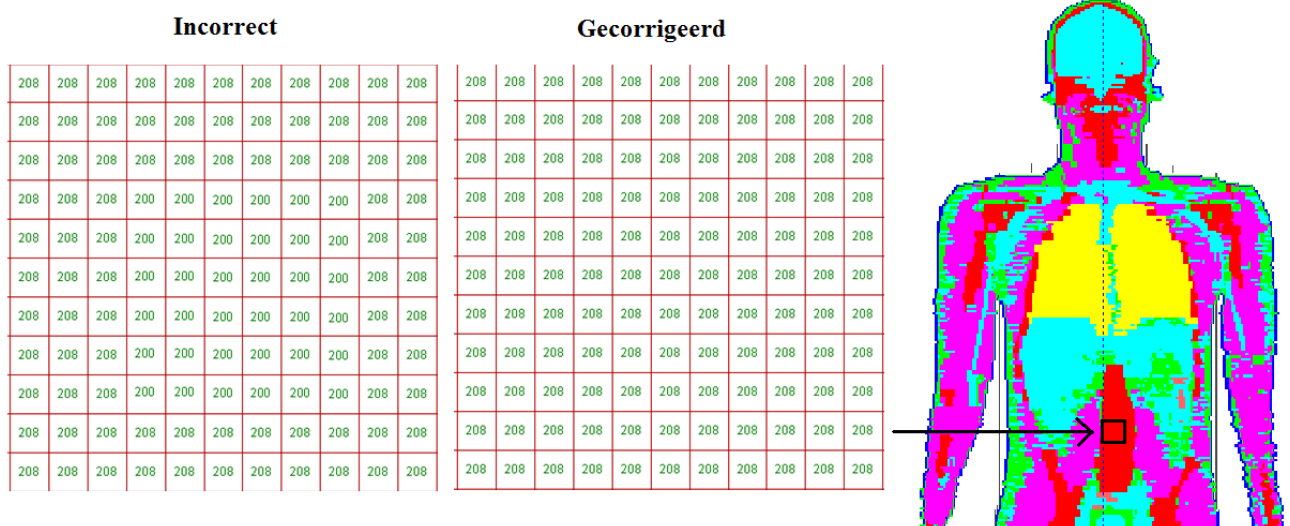
Hierdoor is een handmatige correctie van de openingen in de persoonlijke beschermingsmiddelen onmogelijk. Met de hulp van doctoraatstudent ir. Simon Vanmaercke werd een hulp-tool geprogrammeerd dat aan de hand van de x-, y- en z-coördinaten van de foutieve cellen, de positie in de getallenreeks bepaalt. Het programma wijzigt na localisatie van de cellen eveneens het betreffende orgaan- of weefsel-identificatienummer naar het gewenste lood-identificatienummer, d.i. 208 voor de borst- en heupstreek en 224 ter hoogte van de keel.

De uitgevoerde correcties ter verwijdering van de gaten in de loden schort en de schildklierbeschermer werden nadien gevalideerd met behulp van het visualisatieprogramma *Moritz*.

Figuur 4.8 en 4.9 geven één van de gaten respectievelijk in de loden schort en de schildklierbeschermer weer samen met een gedetailleerde uitvergroting van de orgaan- of weefsel-identificatienummers [42]. Hierop is duidelijk zichtbaar dat het lood, met identificatienummer 208 en 224 onderbroken wordt door lucht met identificatienummer 200. Uiterst rechts wordt de uitvergroting gegeven van hetzelfde gebied na correctie. Het gat in de loden schort en schildklierbeschermer is verdwenen.



Figuur 4.8: Gat in de schildklierbeschermer van het MAX fantoom. (links) Gedetailleerde uitvergroting van de orgaan- of weefsel-identificatienummers ter hoogte van de opening in het lood voor (midden) en na de correctie (rechts). Lood heeft een identificatienummer 224, 200 is lucht. [42]



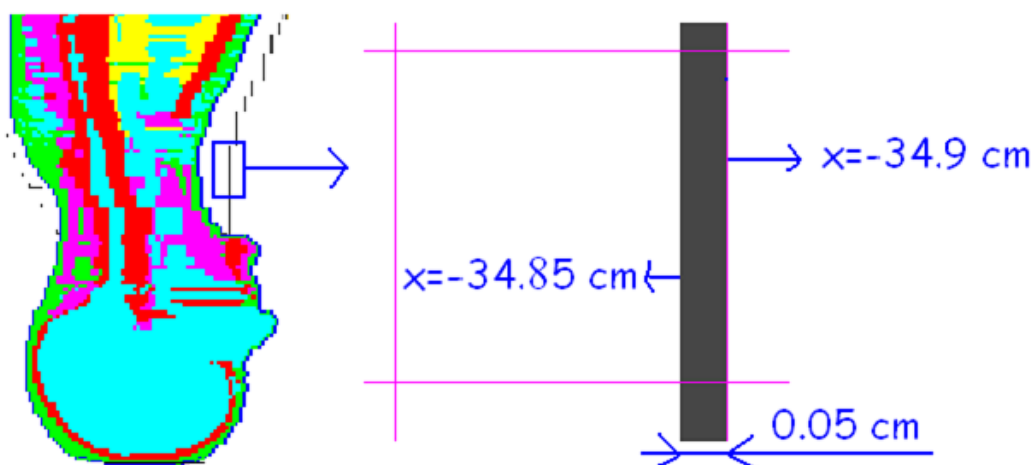
Figuur 4.9: Gat in de loden schort van het MAX fantoom. (links) Gedetailleerde uitvergroting van de orgaan- of weefsel-identificatienummers ter hoogte van de opening in het lood voor (midden) en na de correctie (rechts). Lood heeft een identificatienummer 208, 200 is lucht. [42]

4.2.3 Dikte van de loden schort en de schildklierbeschermer

De persoonlijke beschermingsmiddelen hebben in de oorspronkelijke MCNP file een dikte van 0.3 mm. Dit is niet in overeenstemming met de dikte die in deze masterproef beschouwd wordt (paragraaf 4.1.2): de loden schort heeft overal een dikte van 0.25 mm, uitgezonderd aan de voorzijde, waar de dikte 0.5 mm bedraagt. De dikte van de schildklierbeschermer bedraagt overal 0.5 mm.

Ter aanpassing van dikte van het lood, moesten een aantal oppervlakken in de MCNP input-file gewijzigd worden. Deze zijn weergegeven in tabel 4.2.

Met behulp van het visualisatieprogramma *Moritz* wordt de dikte van de persoonlijke beschermingsmiddelen nauwkeurig geanalyseerd. Figuur 4.10 geeft ter illustratie de visuele controle van de dikte van de schildklierbeschermer weer[42].



Figuur 4.10: Visuele controle van de dikte van de schildklierbeschermer. [42]

4.2.4 Incorrecte programmering van de huid, de loden schort en de schildklierbeschermer

Na het uitvoeren van bovenstaande correcties waren met het visualisatieprogramma *Moritz* geen onregelmatigheden meer zichtbaar. Met het oog op goede resultaten werden de Monte Carlo simulaties gestart.

Oorspronkelijke oppervlakken	Aangepaste oppervlakken
511 RPP -0.18 0.18 -0.18 -0.145 -0.18 0.18	511 RPP -0.18 0.18 -0.18 -0.13 -0.18 0.18
513 RPP 0.145 0.18 -0.18 0.18 -0.18 0.18	513 RPP 0.155 0.18 -0.18 0.18 -0.18 0.18
514 RPP -0.18 0.18 -0.18 0.18 0.145 0.18	514 RPP -0.18 0.18 -0.18 0.18 0.155 0.18
515 RPP -0.18 -0.145 -0.145 0.18 -0.18 0.18	515 RPP -0.18 -0.155 -0.155 0.18 -0.18 0.18
516 RPP 0.145 0.18 -0.145 0.18 -0.18 0.18	516 RPP 0.155 0.18 -0.155 0.18 -0.18 0.18
517 RPP -0.18 0.18 -0.145 0.18 0.145 0.18	517 RPP -0.18 0.18 -0.155 0.18 0.155 0.18
518 RPP -0.18 0.18 -0.18 0.18 -0.18 -0.145	518 RPP -0.18 0.18 -0.18 0.18 -0.18 -0.155
519 RPP 0.145 0.18 -0.18 -0.145 -0.18 0.18	519 RPP 0.155 0.18 -0.18 -0.155 -0.18 0.18
520 RPP -0.18 -0.145 -0.18 -0.145 -0.18 0.18	520 RPP -0.18 -0.155 -0.18 -0.155 -0.18 0.18
765 RPP -0.18 -0.145 -0.18 0.18 -0.18 0.18	765 RPP -0.18 -0.155 -0.18 0.18 -0.18 0.18
766 RPP -0.18 0.18 0.145 0.18 -0.18 0.18	766 RPP -0.18 0.18 0.155 0.18 -0.18 0.18
767 RPP -0.18 0.18 -0.145 0.18 -0.18 -0.145	767 RPP -0.18 0.18 -0.13 0.18 -0.18 -0.155
768 RPP -0.18 0.18 -0.18 0.145 -0.18 -0.145	768 RPP -0.18 0.18 -0.18 0.155 -0.18 -0.155
769 RPP -0.145 0.18 0.145 0.18 -0.18 0.18	769 RPP -0.155 0.18 0.155 0.18 -0.18 0.18
770 RPP -0.18 0.145 0.145 0.18 -0.18 0.18	770 RPP -0.18 0.155 0.155 0.18 -0.18 0.18
771 RPP -0.18 -0.145 -0.18 0.145 -0.145 0.18	771 RPP -0.18 -0.155 -0.18 0.155 -0.155 0.18
772 RPP -0.145 0.18 -0.18 0.18 -0.18 -0.145	772 RPP -0.155 0.18 -0.18 0.18 -0.18 -0.155
773 RPP -0.145 0.18 0.145 0.18 -0.145 0.18	773 RPP -0.155 0.18 0.155 0.18 -0.155 0.18
774 RPP 0.145 0.18 -0.18 0.18 -0.18 0.145	774 RPP 0.155 0.18 -0.18 0.18 -0.18 0.155
775 RPP -0.18 0.145 -0.18 0.18 0.145 0.18	775 RPP -0.18 0.155 -0.18 0.18 0.155 0.18
776 RPP -0.145 0.18 -0.18 0.18 0.145 0.18	776 RPP -0.155 0.18 -0.18 0.18 0.155 0.18

Tabel 4.2: Oppervlakken van de loden schort en schildklierbeschermer voor en de na de verandering van de dikte van het lood.

Uit de resultaten bleek echter dat nog een anomalie in de input-file aanwezig moest zijn. Bij een anterior-posterior (AP) bestraling met een mono-energetische bron met een energie tussen 20 en 120 keV werden namelijk huiddosissen gelijk aan nul bekomen, hetgeen niet correct kan zijn, vermits voor de organen achter de huid wel een resultaat bekomen werd.

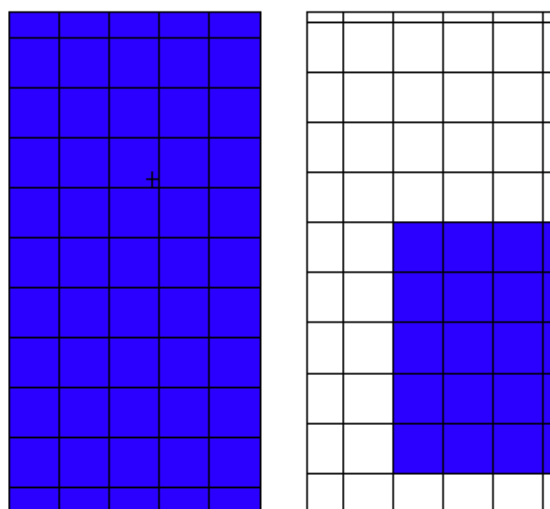
Om incorrecte programmatie van MCNP commando's uit te sluiten, werd een nieuwe input-file geschreven voor een zeer sterk vereenvoudigde geometrie: een kleine box gevuld met 2 universes. Bij de dosisberekening in deze cellen werd eenzelfde commando gehanteerd als deze in de oorspronkelijke input-file met het MAX fantoom uitgebreid met persoonlijke beschermingsmiddelen. De resultaten van deze berekeningen waren verschillend van nul. Hieruit wordt geconcludeerd dat de MCNP commando's correct zijn en dat de programmatie van de huid aan de basis moest liggen van een huiddosis gelijk aan nul.

De MCNP input-file en het resultaat van bovenstaande dosisberekening zijn bijgevoegd in appendix A.

In samenwerking met dr. Alexey Stankovskiy, specialist in Monte Carlo simulaties van SCK•CEN, is aangetoond dat er inderdaad nog een incorrectheid aanwezig was in de programmatie van de huid. Het lattice volume van het MAX fantoom wordt gedefinieerd ten opzichte van een assenstelsel dat getransformeerd is, d.i. een translatie en rotatie, ten opzichte van de oorsprong. De universes voor weefsels en organen worden gedefinieerd ten opzichte van de oorsprong. Vervolgens worden universes met behulp van dezelfde transformatie gepositioneerd op de gewenste locatie in het lattice-volume. Voor de universes van de huid wordt hetzelfde principe gehanteerd: definiëring ten opzichte van de oorsprong en transformatie naar het MAX fantoom-volume. Deze transformatie was echter niet uitgevoerd in de oorspronkelijk input-file. Hierdoor werden de voxels incorrect opgevuld en werd een huiddosis gelijk aan nul bekomen.

Omwille van het feit dat ook voor de definiëring van lood dezelfde methode gehanteerd wordt, ontstond het vermoeden dat bij de programmatie hiervan eveneens de transformatie vergeten was. Dit vermoeden werd bevestigd na de bepaling van de dosis in de loden schort met behulp van de oorspronkelijke MCNP input-file voor een AP bestraling. Ook hier werd een dosis gelijk aan nul bekomen. Dit is echter onmogelijk aangezien het lood voor de organen gepositioneerd is en de organen een dosis verschillend van nul hebben.

De resultaten van bovenstaande dosisberekeningen voor huid en lood, worden gegeven in appendix B.



Figuur 4.11: Gesimplificeerd voorbeeld van een rechthoekig volume dat gedefinieerd wordt ten opzichte van het oorspronkelijk assenstelsel en vervolgens met behulp van een transformatie naar de gewenste locatie verplaatst wordt. Dit volume wordt opgevuld met universe 2 dat niet (rechts) en wel (links) eenzelfde transformatie ondergaat als het algemeen volume. [31]

Bovenstaande wordt met behulp van een vereenvoudigd voorbeeld geïllustreerd. We definiëren een rechthoekig voxelvolume ten opzichte van de oorsprong en verplaatsen het vervolgens naar de gewenste locatie met behulp van een transformatie ($tr7$). Dit volume wordt opgevuld met universe 2 dat eveneens gedefinieerd wordt ten opzichte van de oorsprong. Figuur 4.11 - rechts geeft een grafische weergave van de geometrie van de algemene lattice, opgevuld met universe 2 dat niet dezelfde transformatie als het algemene volume ondergaat [31]. Hierdoor worden de voxels in het rechthoekig volume incorrect opgevuld, resulterend in mismatching aan de randen.

Figuur 4.11 - links daarentegen geeft dezelfde geometrie weer indien universe 2 wel eenzelfde transformatie ($tr7$) als het lattice ondergaat [31]. Mismatching treedt nu niet op.

Ter verificatie worden de persoonlijke beschermingsmiddelen met behulp van het visualisatieprogramma *Moritz* in detail gecontroleerd op gaten. Geen enkele nieuwe anomalie werd gevonden.

Figuur 4.12 geeft uiteindelijk een driedimensionale weergave van het Male Adult voXel fantoom, uitgebreid met een loden schort en schildklierbeschermer, na uitvoering van alle correcties.



Figuur 4.12: Driedimensionaal beeld van het Male Adult voXel (MAX) fantoom uitgebreid met een loden schort en schildklierbeschermer.

4.3 Validatie van het MAX fantoom

Het geoptimaliseerde MAX fantoom, uitgebreid met een loden schort en schildklierbeschermer, wordt in deze paragraaf gevalideerd aan de hand van verschillende methoden.

Eerst moet het MAX fantoom zonder persoonlijke beschermingsmiddelen vanwege de incorrecte programmatie van de huid (paragraaf 4.2.4) gecontroleerd worden. Hiervoor wordt een analyse van de conversiecoëfficiënten van air kerma naar individuele orgaan dosissen en naar de effectieve dosis van het MAX fantoom uitgevoerd in vergelijking met de overeenkomstige factoren vermeld in ICRP publicatie 74.

Vervolgens moeten de loden schort en schildklierbeschermer die aan het MAX fantoom toegevoegd zijn, gevalideerd worden. Een visuele controle wordt uitgevoerd met behulp van het software programma *Moritz*. Ook het verloop van de effectieve dosis per eenheid air kerma in functie van de invallende fotonenergie wordt geanalyseerd. Tot slot wordt de afscherpende werking van de persoonlijke beschermingsmiddelen bepaald met behulp van een aantal specifieke orgaan- en weefsel dosisberekeningen.

4.3.1 Conversiecoëfficiënt

In een eerste stap wordt het MAX fantoom zonder de loden schort en schildklierbeschermer gevalideerd. Daarom worden de conversiecoëfficiënten tussen air kerma en de individuele orgaan dosissen en de effectieve dosis bij een AP-bestraling van het MAX fantoom door een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV bepaald. Deze worden vergeleken met de overeenstemmende conversiefactoren vermeld in ICRP publicatie 74 [9].

De methode die gehanteerd wordt voor de berekening van de effectieve dosis voor het MAX fantoom wordt in detail besproken in paragraaf 5.2. De resultaten van de berekende orgaan- en weefeldosissen samen met de weefsel gewichtsfactor (w_T) [9], de resulterende effectieve dosis en de absolute statistische fout (AF) worden weergegeven in tabel 4.3.

De conversiefactor voor individuele organen en de effectieve dosis wordt bekomen door de verhouding te nemen van de geabsorbeerde dosis van de individuele organen en de effectieve dosis en de air kerma waarde voor de respectievelijke bestralingsgeometrie en -energie [9]:

$$C_{k,orgaan} = \frac{D_{orgaan/weefsel}}{K_{air}} \quad (4.1)$$

Orgaan/Weefsel	Dosis (Gy)	w_T °	Equivalente dosis (Sv)	AF *
testes	4.68E-17	0.2	9.36E-18	1.87E-20
beenmerg	2.09E-17	0.12	2.51E-18	5.36E-21
dikke darm	3.85E-17	0.12	4.62E-18	2.19E-21
longen	3.65E-17	0.12	4.38E-18	4.60E-21
maag	3.48E-17	0.12	4.18E-18	7.11E-21
blaas	3.95E-17	0.05	1.97E-18	1.20E-21
lever	3.44E-17	0.05	1.72E-18	2.69E-21
slokdarm	3.17E-17	0.05	1.58E-18	6.20E-21
schildklier	4.43E-17	0.05	2.21E-18	4.16E-21
huid	2.88E-17	0.01	2.88E-19	9.66E-23
botoppervlak	2.66E-17	0.01	2.66E-19	2.03E-41
restorganen	2.92E-17	0.05	1.46E-18	1.09E-21
Effectieve dosis (Sv)			3.46E-17	2.2194E-20

(°) Weefsel gewichtsfactor w_T in overeenstemming met ICRP publicatie 74 (ICRP 1996)

(*) Absolute statistische fout

Tabel 4.3: Orgaan- en weefseldosissen samen met de weefsel gewichtsfactor (w_T) [9], effectieve dosis en absolute statistische fout (AF) voor een AP bestraling van het MAX fantoom door een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV.

$$C_{k,E} = \frac{E}{K_{air}} \quad (4.2)$$

De air kerma (K_{air}) en de bijhorende absolute statistische fout voor een AP bestraling met een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV wordt gegeven in tabel 4.4. Meer informatie betreffende de definitie van air kerma wordt gegeven in paragraaf 2.1.5.

Air kerma (K_{air}) (Gy)	Absolute statistische fout
2.86E-17	8.73E-19

Tabel 4.4: Air kerma voor een AP bestraling met een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV.

De conversiecoëfficiënten berekend voor een AP bestraling van het MAX fantoom voor een mono-energetische parallelle bron van 120 keV worden weergegeven in tabel 4.5 samen met de overeenstemmende factoren uit ICRP publicatie 74 [9] en hun onderlinge procentuele afwijking.

De procentuele afwijkingen tussen de MAX en ICRP publicatie 74 conversiefactoren liggen tussen 1% en 24% met uitzondering van 41% voor het botoppervlak. Afwijkingen kleiner dan 5% zijn verwaarloosbaar klein. Dit treedt op voor de longen (2.79%) en de dikke darm (1.32%). Voor deze organen zijn de coëfficiënten in goede overeenstemming. Alle conversiefactoren van het MAX fantoom zijn, uitgezonderd voor de longen en de slokdarm, kleiner dan deze vermeld in ICRP publicatie 74.

Organen/Weefsels	MAX (Gy/Gy)	ICRP publicatie 74 (Gy/Gy)	Procentuele afwijking %
testes	1.63	1.77	7.4
beenmerg	0.73	0.82	10.6
dikke darm	1.34	1.36	1.3
longen	1.27	1.24	2.8
maag	1.22	1.57	22.7
blaas	1.38	1.58	12.6
lever	1.20	1.35	10.7
slokdarm	1.11	0.89	23.7
schildklier	1.55	1.79	13.8
huid	1.01	1.08	6.6
botoppervlak	0.93	1.56	40.5
restorganen	1.02	1.13	9.7
effectieve dosis	1.21 Sv/Gy	1.34 Sv/Gy	9.9

Tabel 4.5: Conversiefactor van verschillende organen en weefsels en/of van een totale lichaamsbestraling voor een AP bestraling van het MAX fantoom door een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV, overeenstemmende factoren uit ICRP publicatie 74 [9] en hun procentuele afwijkingen.

Een eerste factor die afwijkingen in conversiefactoren veroorzaakt, zijn verschillen met betrekking tot de berekeningsmethode zoals bijvoorbeeld de transport code, de werkzame doorsnede voor fotonen en de samenstelling van organen. Deze invloed treedt op voor fotonenergieën kleiner dan 40 keV [44].

Vervolgens treden ook verschillen op voor conversiefactoren van organen of weefsels gelegen aan het lichaamsoppervlak, naargelang het pad van secundaire elektronen tijdens de Monte Carlo simulaties expliciet één voor één getraceerd worden of de kerma benadering gebruikt wordt. Voor fotonenergieën hoger dan 400 keV worden namelijk niet alle elektronen die gecreëerd worden in een dun orgaan of weefsel eveneens geabsorbeerd in dit orgaan of weefsel. Dit leidt tot grotere conversiefactoren bij het gebruik van de kerma benadering, d.i. de energie van elektronen gevormd tijdens interacties met invallende fotonen wordt op dezelfde locatie weer geabsorbeerd [44].

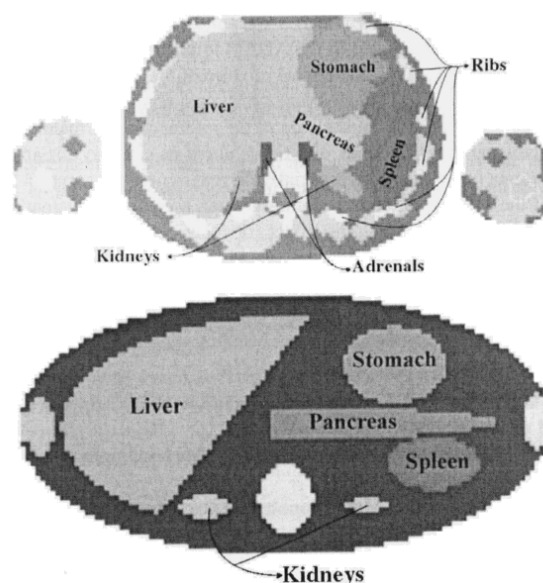
Bovenstaande invloeden kunnen vermeden worden door een gepaste keuze van de bron-energie. De conversiefactoren van air kerma naar orgaan dosissen en de effectieve dosis worden hier bepaald voor een bronenergie van 120 keV. Door deze keuze van de energie worden beide effecten uitgesloten.

De afwijkingen tussen de conversiefactoren van het MAX fantoom en deze gepubliceerd in ICRP publicatie 74 zijn te wijten aan anatomische verschillen bij de gehanteerde modellen. De factoren voor orgaandosissen en de effectieve dosis zoals getabelleerd in ICRP publicatie 74, zijn namelijk bepaald door Zankl et al (1992) met behulp van de mathematische antropomorfe referentie ADAM en EVA fantomen (Kramer et al, 1982). Het MAX fantoom daarentegen is, zoals eerder vermeld, een voxel fantoom.

Mathematische fantomen hebben een onrealistische benadering van de romp van het menselijk lichaam. Deze wordt voorgesteld door een concentrische ellips die invariabel is in hoogte. In werkelijkheid is de romp eerder rechthoekig van vorm waarbij de diameter variabel is in functie van de hoogte. Deze verschillen leiden ook tot verschillen in vorm, grootte en ligging van organen en weefsel tussen het mathematisch ADAM fantoom en het MAX voxel model. Figuur 4.13 geeft een doorsnede van de romp van het MAX voxel (boven) en het mathematisch ADAM (onder) fantoom [43]. De sterk vereenvoudigde elliptische vorm van de lever in het ADAM fantoom bijvoorbeeld leidt tot de procentuele afwijking tussen de betreffende conversiefactor van het voxel en mathematisch fantoom.

Figuren 4.1 en 4.2 geven de geometrie van organen en weefsels weer zoals ze gesimuleerd worden in respectievelijk het mathematisch ADAM [43] en het MAX voxel model [43]. De sterke vereenvoudiging van organen en weefsels door geometrische vormen in ADAM is duidelijk zichtbaar.

Een andere belangrijke oorzaak voor de procentuele afwijkingen tussen de conversiecoëfficiënten is dat de factoren in ICRP publicatie 74 bekomen zijn door een gewogen gemiddelde



Figuur 4.13: Doorsnede van de romp van het MAX voxel (boven) en het mathematisch ADAM (onder) fantoom. [43]

te nemen van de waarden voor de gemiddelde volwassen man (ADAM) en vrouw (EVA). Bij de berekeningen voor het MAX fantoom wordt deze laatste niet mee in rekening genomen. Dit veroorzaakt afwijkingen voor organen en weefsels die in de directe omgeving van de vrouwelijke voortplantingsorganen gelegen zijn. De longen worden bijvoorbeeld bij vrouwen meer afgeschermd door de aanwezigheid van borstweefsel.

Voor de analyse van de procentuele afwijkingen werd gebruik gemaakt van het gepubliceerd wetenschappelijk onderzoek naar conversiecoëfficiënten van orgaandosissen voor voxel modellen bij foton bestralingen uitgevoerd door Schlattl et al (2007) [44] en Zankl et al (2002) [46]. De conversiefactoren van het MAX fantoom en de waarden berekend door Schlattl et al [44] zijn in goede overeenstemming indien het botoppervlak en beenmerg buiten beschouwing worden gelaten. Dit is weergegeven in tabel 4.6. De afwijkingen voor beenmerg en botoppervlak zijn te wijten aan verschillende methoden die gebruikt worden voor de berekening van de equivalente dosis. Schlattl et al gebruiken namelijk een f_1 -factor, d.i. de massafractie van beenmerg in het beschouwde bottype (paragraaf 5.2.1), die identiek is voor alle bottypen [44]. In deze masterproef wordt voor ieder bottype een verschillende f_1 -factor gebruikt.

Er kan geconcludeerd worden dat de procentuele afwijkingen tussen de conversiefactoren

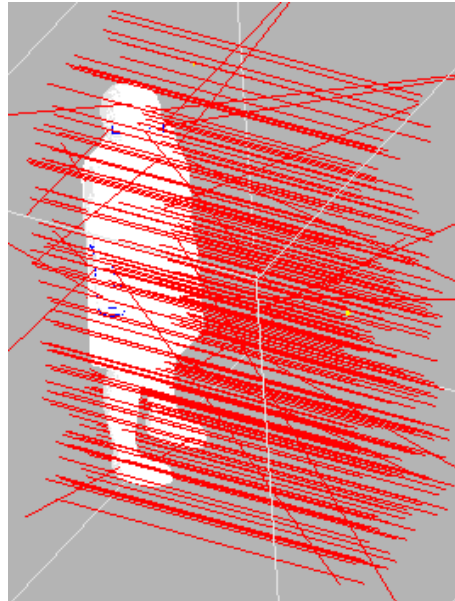
Organen/Weefsels	MAX (Gy/Gy)	Schlattl et al (Gy/Gy)	Procentuele afwijking %
testes	1.63	1.67	2.7
beenmerg	0.73	0.99	26.8
dikke darm	1.34	1.35	0.3
longen	1.27	1.22	4.4
maag	1.22	1.39	12.4
blaas	1.38	1.47	5.9
lever	1.20	1.18	1.7
slokdarm	1.11	1.16	5.0
schildklier	1.55	1.64	6.2
huid	1.01	1.12	9.9
botoppervlek	0.93	1.28	27.5
restorganen	1.02	1.14	10.4
effectieve dosis	1.21 Sv/Gy	1.33 Sv/Gy	9.0

Tabel 4.6: Conversiefactor van verschillende organen en weefsels en/of van een totale lichaamsbestraling voor een AP bestraling van het MAX fantoom door een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV en overeenstemmende factoren berekend door Schlattl et al [44].

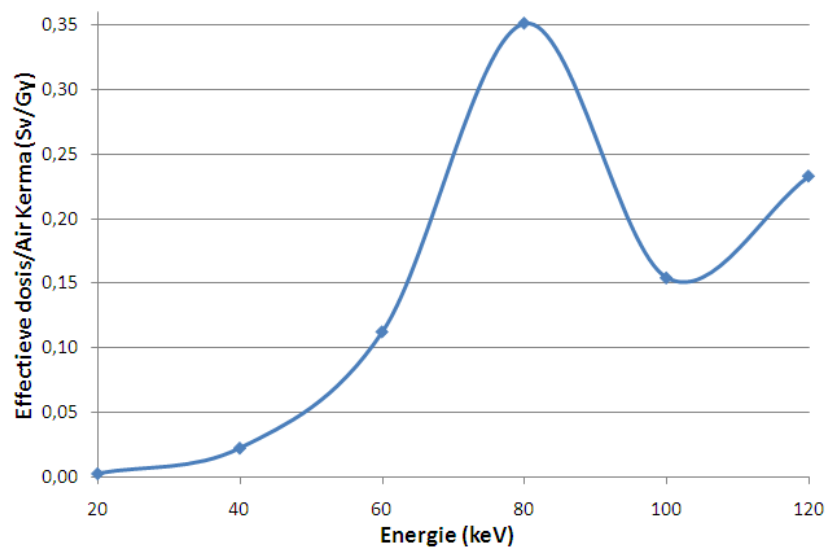
van het MAX fantoom en ICRP publicatie 74 in goede overeenstemming zijn met de waarden vermeld in [44] en [46], het botoppervlak en beenmerg buiten beschouwing gelaten. De optimalisatie van het MAX fantoom zonder persoonlijke beschermingsmiddelen werd correct uitgevoerd.

4.3.2 Verloop van de effectieve dosis per eenheid air kerma

Het verloop van de effectieve dosis per eenheid air kerma in functie van de invallende fotonenergie werd geanalyseerd om de optimalisatie van de persoonlijke beschermingsmiddelen die toegevoegd zijn aan het MAX fantoom te valideren. Hiervoor wordt het MAX fantoom, uitgebreid met persoonlijke beschermingsmiddelen, door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV in een AP geometrie bestraald. De geometrie van deze simulatie wordt weergegeven in figuur 4.14 [42].



Figuur 4.14: MAX fantoom, uitgebreid met persoonlijke beschermingsmiddelen, bestraald door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV in een AP geometrie. [42]



Figuur 4.15: Effectieve dosis per eenheid air kerma in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 4.14.

De effectieve dosis van het MAX fantoom wordt berekend volgens de methode gegeven in paragraaf 5.2. De berekende effectieve dosis per eenheid air kerma wordt in functie van de invallende fotonenergie uitgezet in figuur 4.15.

Het verloop van deze curve en voornamelijk de sterke daling ter hoogte van 100 keV is opvallend. Het verloop werd bevestigd via een vereenvoudigde simulatie waarbij een slab-fantoom (30cmx30cmx15cm) langs de voorzijde bedekt met 0.05 cm lood wordt bestraald in een AP geometrie door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV. De geometrie van deze simulatie wordt weergegeven in figuur 4.16 [42].

Deze keer wordt de geabsorbeerde dosis in het slab-fantoom berekend. Opnieuw wordt de berekende dosis per eenheid air kerma in functie van de invallende fotonenergie uitgezet in figuur 4.17.

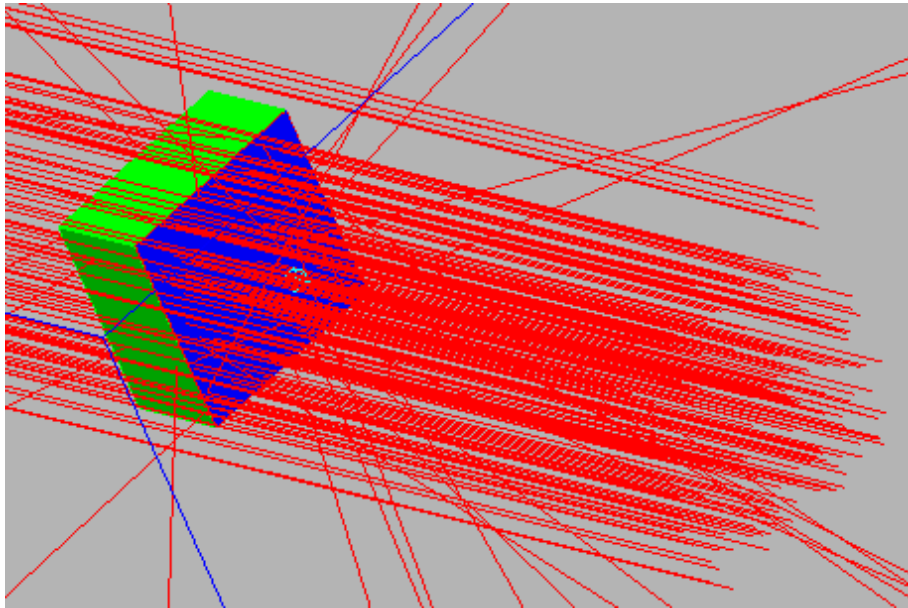
Beide figuren vertonen eenzelfde verloop: de effectieve dosis per eenheid air kerma neemt toe in functie van de fotonenergie. Des te groter de invallende energie, des te meer fotonen doorheen het lood kunnen propageren. Ter hoogte van ongeveer 100 keV treedt een sterke daling van de (effectieve) dosis per eenheid air kerma op. Deze is te wijten aan de K-absorptie edge van lood bij 88 keV, d.w.z. dat lood voor een energie net boven 88 keV een plotse verhoging van absorptie vertoont. Dit resulteert in een lagere effectieve dosis per eenheid air kerma. De overeenstemming van beide figuren duidt erop dat het typische verloop van de effectieve dosis per eenheid air kerma enkel te wijten is aan de aanwezigheid van de loden schort.

4.3.3 Dosisberekeningen

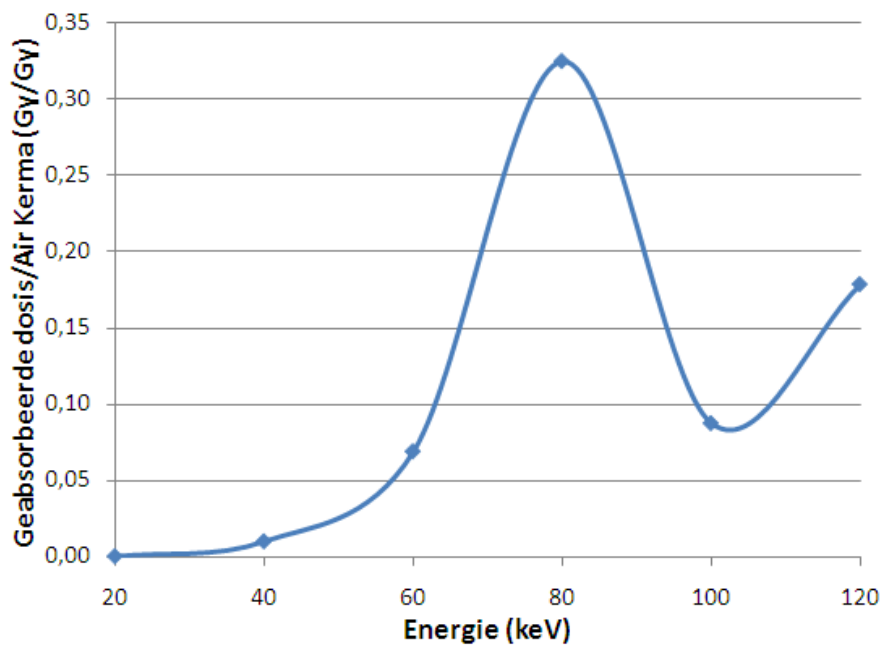
Tot slot wordt de afscherpende werking van de persoonlijke beschermingsmiddelen gecontroleerd met behulp van een aantal specifieke orgaan- en weefseldosis berekeningen.

Het MAX fantoom, uitgebreid met een loden schort en schildklierbeschermer, wordt door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 40, 60, 80, 100 en 120 keV bestraald in een AP geometrie. Voor een aantal organen en weefsels (hersenen, dikke darm, longen, speekselklieren, spieren, restorganen) wordt de orgaandosis per eenheid air kerma berekend.

Figuur 4.18 geeft het verloop weer van de orgaandosis per eenheid air kerma in functie van



Figuur 4.16: Slab-fantoom, bedekt langs de voorzijde bedekt met een 0.05 cm dikke loden plaat, wordt in een AP geometrie bestraald door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV. [42]



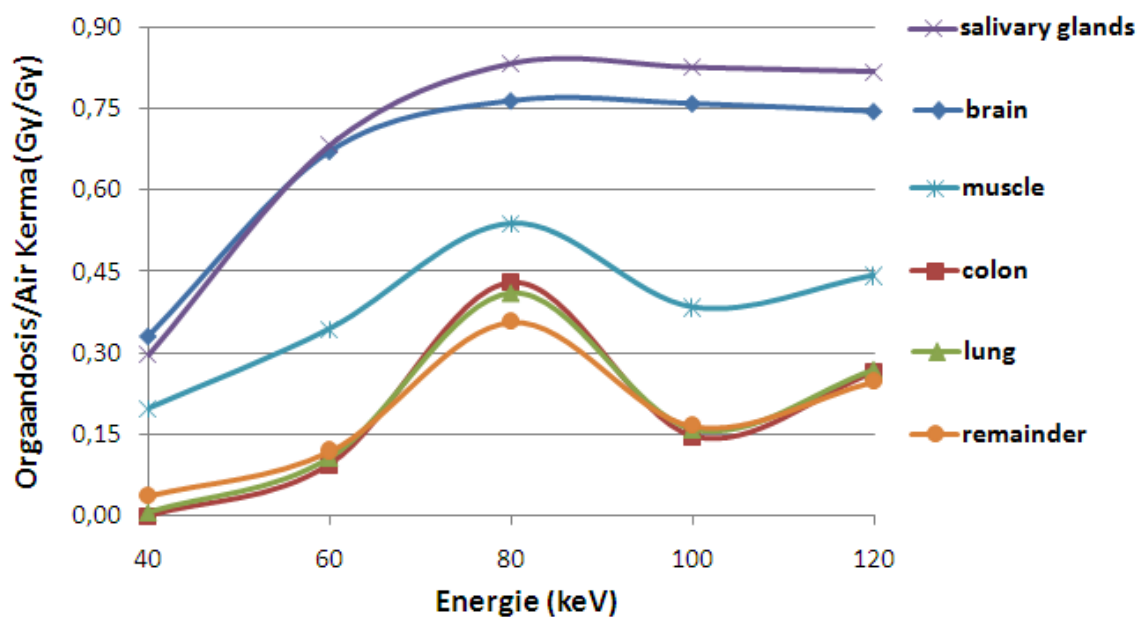
Figuur 4.17: Geabsorbeerde dosis per eenheid air kerma in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 4.16.

de invallende fotonenergie voor de hersenen, de longen, de dikke darm, de speekselklieren, de spieren en de restorganen.

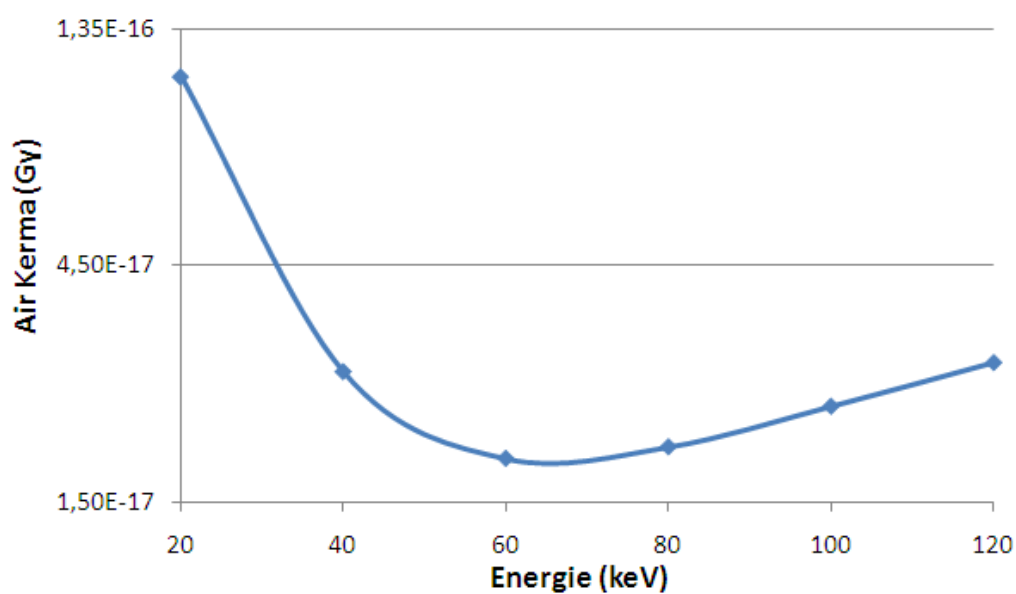
De hersenen en speekselklieren zijn niet gelocaliseerd achter de loden schort noch achter de schildklierbeschermer en ontvangen met toenemende fotonenergie een grotere orgaandosis. Dit verloop is vergelijkbaar met het verloop van de orgaandosis in ICRP publicatie 74 in functie van de fotonenergie. Het verloop van de air kerma in functie van de fotonenergie wordt weergegeven in figuur 4.19.

De longen, de dikke darm en de restorganen zijn daarentegen volledig achter de persoonlijke beschermingsmiddelen gelegen. Hierdoor verschilt het verloop van de orgaandosisen per eenheid air kerma voor deze organen en weefsels ten opzicht van deze van de hersenen en de speekselklieren. De afscherpende werking van het lood is zichtbaar in de lagere waarden van de orgaandosisen per eenheid air kerma voor alle fotonenergieën. Het verloop van de orgaandosisen per eenheid air kerma is zoals verwacht identiek aan deze in paragraaf 4.3.2, met de kenmerkende sterke daling bij 100 keV.

Spieren zijn slechts gedeeltelijk achter de persoonlijke beschermingsmiddelen gelegen. Hierdoor heeft het lood een kleinere invloed dan bij de longen, de dikke darm en de restorganen. Het globale verloop van de orgaandosis per eenheid air kerma met de kenmerkende daling bij 100 keV is logischerwijze wel aanwezig.



Figuur 4.18: Orgaandosis (hersenen, dikke darm, longen, speekselklieren, spieren, restorganen) per eenheid air kerma in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 4.16.



Figuur 4.19: Air Kerma in functie van de fotonenergie.

4.4 Beperkingen

Het MAX fantoom uitgebreid met een loden schort en schildklierbescherming is geoptimaliseerd. Het model heeft echter een aantal beperkingen, dewelke in deze paragraaf worden besproken.

4.4.1 Persoonlijke beschermingsmiddelen

De programmatie van de persoonlijke beschermingsmiddelen heeft, zoals vermeld in paragraaf 4.1.2, een beperking: de loden schort en de schildklierbeschermer kunnen niet perfect tegen het lichaam gepositioneerd worden. Hierdoor ontstaat een dunne laag lucht tussen de beschermingsmiddelen en het lichaam. Deze bedraagt maximaal 8.23 cm voor de loden schort en 3.19 cm voor de schildklierbeschermer.

In klinische situaties worden de persoonlijke beschermingsmiddelen zo dicht mogelijk tegen het lichaam gedragen. Afwijkingen ten gevolge van deze programmatische beperking zijn verwaarloosbaar en worden in deze masterproef niet behandeld. De loden schort is namelijk enkel ter hoogte van de benen gepositioneerd op een afstand groter dan 1 cm van het lichaam. Afwijkingen ten gevolge van een 1 cm dikke luchtlaag zijn verwaarloosbaar klein. Ook de dikke luchtlaag ter hoogte van de benen moet niet in beschouwing genomen worden aangezien in klinische situaties de loden schort zicht op een equivalente afstand van de benen bevindt. Ook voor de schildklierbeschermer geldt dezelfde redenering: luchtlagen van 1 cm hebben een verwaarloosbaar effect en de dikkere luchtlagen zijn ook in klinische situaties op dezelfde posities aanwezig.

4.4.2 Male Adult voXel fantoom

Beperkingen die te wijten zijn aan het Male Adult voXel fantoom (MAX) worden in onderhavige paragraaf besproken.

Afwezigheid van organen

Voor de bepaling van de effectieve dosis wordt de methode toegepast die beschreven wordt in ICRP publicatie 103 (2007). Deze berekeningen worden in detail besproken in paragraaf 5.2. Ter bepaling van de effectieve dosis moet de dosis in een aantal organen en weefsels

berekend worden. Deze organen en weefsels en hun weefselgewichtsfactoren w_T , zoals gedefinieerd in ICRP publicatie 103, worden weergegeven in tabel 5.2 [51].

Door vergelijking van tabel 5.2 (paragraaf 5.2) en tabel 4.1 (paragraaf 4.1) blijkt dat een aantal organen en weefsels die volgens de ICRP publicatie 103 noodzakelijk zijn voor de berekening van de effectieve dosis niet expliciet aanwezig zijn in het MAX fantoom. Tabel 4.7 geeft een overzicht van deze organen en weefsels en hun benadering die in deze masterproef gehanteerd wordt voor de berekening van de effectieve dosis.

Orgaan/weefsel	Benadering	massa (g)
galblaas	pancreas	140
lymfeknopen	spieren	730
extrathoracaal weefsel	verwaarloosd	
mondslimvlies	verwaarloosd	
speekselklieren	individuele voxels met zacht weefsel als samenstelling ter hoogte van de positie van de speekselklieren	85

Tabel 4.7: Organen en weefsels die niet expliciet gesimuleerd worden in het MAX fantoom, hun benadering die gehanteerd wordt voor de berekening van de effectieve dosis in deze masterproef en de overeenkomstige massa's.

De speekselklieren worden niet specifiek gesimuleerd in het MAX fantoom. Op de positie waar de speekselklieren gelocaliseerd zijn in het menselijk lichaam, is echter zacht weefsel aanwezig in het MAX fantoom. Hierdoor kan de dosis in de speekselklieren in het MAX fantoom benaderd worden door de dosis te berekenen in de voxel volumes ter hoogte van hun eigenlijke positie.

De galblaas wordt benaderd door de pancreas. Hun ligging en samenstelling stemmen het best overeen. De lymfeknopen daarentegen worden het best benaderd door de spieren omwille van hun globale spreiding in het lichaam. Het extrathoracaal weefsel en het mondslimvlies kunnen door hun specifieke locatie in het menselijk lichaam en hun samenstelling niet benaderd worden door andere organen en/of weefsels aanwezig in het MAX fantoom. Deze beperking heeft een kleine, maar toch significante invloed op de bekomen effectieve dosis. Bij de interpretatie van de resultaten moet hiermee rekening gehouden worden.

Berekeningen in MCNP-X

Personen tewerkgesteld in de interventionele radiologie dragen ter bescherming een loden schort. Hierdoor is de operationele $H_p(10)$ waarde geen conservatieve schatting meer van de effectieve dosis. De betekenis van de definitie van $H_p(10)$ verdwijnt in de aanwezigheid van persoonlijke beschermingsmiddelen.

Deze masterproef behandelt de ontwikkeling van een geschikte dosimeter die een correcte weergave geeft van de effectieve dosis opgelopen door medisch personeel in de interventionele radiologie waarbij gebruik wordt gemaakt van een loden schort en schildklierbeschermer als persoonlijk beschermingsmiddel.

In dit kader worden MCNP-X simulaties uitgevoerd ter bepaling van het optimale design van zulk een persoonsdosimeter. Dit hoofdstuk omvat alle resultaten bekomen uit de berekeningen uitgevoerd met behulp van het softwarepakket MCNP-X, Monte Carlo N-Particle Transport 2.2.2.

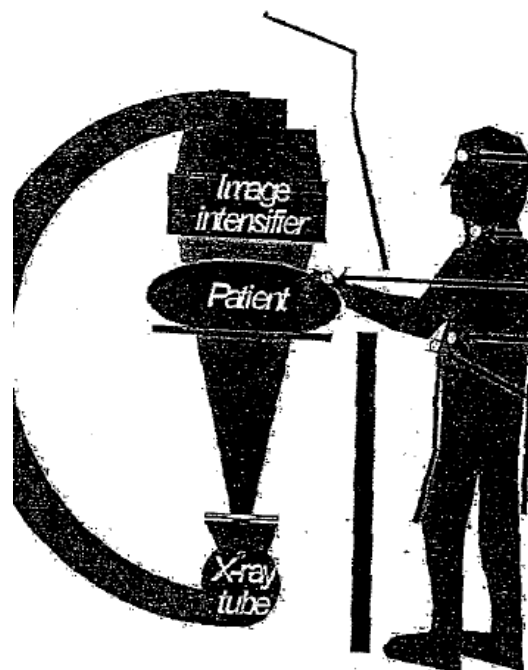
Eerst en vooral wordt de effectieve dosis bepaald van het MAX fantoom, uitgebreid met persoonlijke beschermingsmiddelen, indien deze door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV bestraald wordt. Deze effectieve dosiswaarden dienen als referentiewaarden bij het design van de nieuwe dosimeter.

Vervolgens worden berekeningen uitgevoerd met behulp van MCNP-X waarbij de dosimeter gepositioneerd wordt op een ICRU-slab fantoom. Een identieke parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV bestraalt deze geometrie. Stapsgewijs wordt, vertrekkende van de huidige standaardgeometrie van de dosimeter, bij iedere simulatie een welbepaalde parameter gewijzigd. Het doel is een nieuwe dosimeter te ontwerpen die een schatting geeft van de effectieve dosis opgelopen door medisch personeel in de interventionele radiologie waarbij gebruik wordt gemaakt van een loden schort en schildklierbeschermer.

5.1 Fotonenergieën

De interventionele radiologie maakt gebruik van röntgentoestellen bestaande uit een X-stralenbuis en beelddetector die via een C-boog met elkaar verbonden zijn. Tabel 5.1 geeft een overzicht van typisch X-stralenvelden die gebruikt worden in de interventionele radiologie, onafhankelijk van de beschouwde procedure [52].

Medische beeldvormingstoestellen zijn symmetrisch ten opzichte van een rotatie-as zoals schematisch weergegeven in figuur 5.1 [23]. Ook de behandelingstafel waarop de patiënt ligt, kan gekanteld worden. Hierdoor wordt de patiënt gedurende een procedure vanuit verschillende richtingen bestraald met fotonenergieën tussen 50 en 120 keV.



Figuur 5.1: Schematische weergave van de rotationele symmetrie van medische beeldvormingstoestellen gebruikt in de interventionele radiologie (links). [23]

Het medisch personeel is in tegenstelling tot de patiënt niet aanwezig in de directe stralingsbundel. Zij worden blootgesteld aan strooistraling afkomstig van de patiënt. Deze strooistralingsspectra vertonen energieën tussen 20 en 100 keV [52].

In deze masterproef worden alle simulaties uitgevoerd voor een mono-energetische parallelle

bron met een energie gelijk aan 20, 40, 60, 80, 100 of 120 keV.

Parameter	Bereik
Piekspanning	50 - 120 kV
Intensiteit	5 - 1000 mA
Inherente Al equivalente filtratie	4.5 mm
Extra Cu filtratie	0.1 - 0.9 mm
Pulsduur	1 - 20 ms
Pulsfrequentie	1 - 30 s^{-1}
Dosisequivalentietempo in de directe stralingsbundel (behandelingstafel)	2 - 360 Sv/h
Dosisequivalentietempo in de strooiingsbundel (operator - boven de loden schort)	5×10^{-3} tot 10 Sv/h

Tabel 5.1: Typische parameters van X-stralenvelden die gebruikt worden in de interventionele radiologie. [52]

5.2 Effectieve dosis van het MAX fantoom

Vooraleer de ontwikkeling van de nieuwe dosimeter uitgevoerd kan worden, moet de effectieve dosis van het MAX fantoom, uitgebreid met een loden schort en schildklierbeschermer, bepaald worden. Hiervoor worden MCNP-X simulaties uitgevoerd.

Een driedimensionale afbeelding van het MAX fantoom, uitgebreid met persoonlijke beschermingsmiddelen, wordt weergegeven in figuur 4.12. Meer informatie met betrekking tot het MAX fantoom is terug te vinden in hoofdstuk 4.

5.2.1 Berekeningsmethode

De methode voor de berekening van de effectieve dosis stemt overeen met de werkwijze die beschreven wordt in ICRP publicatie 103 [51]. Deze wordt in detail toegelicht met behulp van een voorbeeld: het MAX fantoom uitgebreid met een loden schort en schildklierbeschermer wordt door een mono-energetische bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV bestraald in een AP geometrie.

Ter bepaling van de effectieve dosis moet in een eerste stap de dosis in een aantal organen en weefsels berekend worden. Deze organen en weefsels en hun weefselgewichtsfactoren w_T , zoals gedefinieerd in ICRP publicatie 103 worden weergegeven in tabel 5.2 [51].

Niet al deze organen zijn echter expliciet aanwezig in het MAX fantoom. Daarom worden een aantal organen en weefsels benaderd. Een gedetailleerde bespreking van deze benaderingen werd gegeven in paragraaf 4.4.2.

Geabsorbeerde dosis in organen en weefsels

De energiedepositie (MeV/g) in de verschillende organen en weefsels wordt rechtstreeks in de MCNP-X simulatie bepaald met behulp van het F6 commando. Hiervoor moeten de overeenkomstige massa's van de organen en weefsels meegegeven worden in de input-file.

De berekende orgaan- en weefselsdosisen worden achteraf vermenigvuldigd met een factor $1.6022 \cdot 10^{-10}$ om over te stappen naar de SI (système international)-eenheid Gray (Gy) .

Alle orgaandosisen kunnen met behulp van bovenstaande methode berekend worden. Voor het beenmerg en het botoppervlak worden alternatieve methoden gehanteerd.

Orgaan/Weefsel	Weefsel gewichtsfactor (w_T)
rood beenmerg	0.12
botoppervlak	0.01
dikke darm	0.12
longen	0.12
maag	0.12
testes	0.08
blaas	0.04
slokdarm	0.04
lever	0.04
schildklier	0.04
hersenen	0.01
speekselklieren	0.01
huid	0.01
extrathoracaal gebied (*)	0.12
galblaas (*)	0.12
hart (*)	0.12
nieren (*)	0.12
lymfeknopen (*)	0.12
spieren (*)	0.12
oral mucosa (*)	0.12
pancreas (*)	0.12
prostaat (*)	0.12
dunne darm (*)	0.12
milt (*)	0.12
thymus (*)	0.12
bijnieren (*)	0.12

(*) Deze organen en weefsels behoren tot de restorganen voor de bepaling van de effectieve dosis.

Tabel 5.2: Weefsel gewichtsfactoren aanbevolen door ICRP publicatie 103. [51]

Geabsorbeerde dosis in beenmerg

Beenderen zijn opgebouwd uit beenmerg en botoppervlak. Beide zijn echter kleiner dan de afmetingen van een voxel (0.36 cm) waardoor ze niet afzonderlijk gesimuleerd kunnen worden. Voxels die beenmerg of het botoppervlak voorstellen zijn hierdoor gevuld met een botmengsel. De massa en samenstelling van dit mengsel is bovendien afhankelijk van de positie in het lichaam: de wervelkolom, de ribben en het borstbeen, de schedel en de mandibel, het bekken, de armen en de benen. De samenstelling van deze botmengsels zijn getabelleerd in [44].

De geabsorbeerde dosis in beenmerg kan hierdoor niet rechtstreeks berekend worden, maar wordt bepaald met behulp van de methode van Zankl et al (2002) [46]: de totale energiedepositie in een voxel gevuld met een botmengsel wordt berekend en wordt vervolgens gecorrigeerd. Dit gebeurt door de berekende energie met drie correctiefactoren te vermenigvuldigen [45]:

- de massafractie van beenmerg in het beschouwde bottype (f1)
- de verhouding van de massa-energie absorptiecoëfficiënt van beenmerg en van het botmengsel (f2) [46]:

$$f2 = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{RBM}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{beenmengsel}} \quad (5.1)$$

- correctie om de foto-elektronen die geproduceerd worden in het botoppervlak en om hun energie verliezen in het beenmerg in rekening te brengen (f3) (Spiers et al [53])

De Spiers-factor (f3) en de f2 coëfficiënt zijn bovendien energie afhankelijk [45].

De bekomen waarden voor de energiedepositie in beenmerg voor de verschillen bottypen (de wervelkolom, de ribben en het borstbeen, de schedel en de mandibel, het bekken, de armen en de benen) worden tot slot gedeeld door de overeenkomstige massa's en geconverteerd naar de SI-eenheid Gray. De totale geabsorbeerde dosis in beenmerg is gelijk aan de som van de individueel berekende waarden.

Geabsorbeerde dosis in het botoppervlak

De geabsorbeerde dosis in het botoppervlak van de wervelkolom, de ribben en het borstbeen, de schedel en de mandibel, het bekken, de armen en de benen, de dens axis, de sygom, het harde gehemelte en de uncus van het oor wordt afzonderlijk berekend door het verschil te nemen van de overeenkomstige geabsorbeerde dosis in het botmengsel en in het beenmerg.

Vervolgens worden de bekomen waarden gedeeld door de overeenkomstige massa's. Na conversie naar de SI-eenheid Gray wordt de geabsorbeerde dosis in het botoppervlak van de individuele organen en weefsels bekomen.

De totale geabsorbeerde dosis in het botoppervlak is gelijk aan de som van de dosissen van de verschillende organen en weefsels.

Tabel 5.3 geeft een overzicht van de orgaan- en weefseldosissen die berekend zijn voor een AP bestraling van het MAX fantoom, uitgebreid met een loden schort en schildklierbeschermers, door een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV.

5.2.2 Resultaten

De effectieve dosis wordt uiteindelijk bekomen door de orgaan- en weefseldosissen te vermenigvuldigen met de overeenkomstige weefsel gewichtsfactor w_T (tabel 5.2) en de bekomen equivalente dosissen te sommeren. Deze berekening wordt weergegeven in tabel 5.3 voor het beschouwde voorbeeld.

Tabel 5.4 geeft de berekende effectieve dosis voor een AP bestraling van het MAX fantoom uitgebreid met een loden schort en schildklierbeschermers door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV weer. Het verloop van de effectieve dosis per eenheid air kerma in functie van de invallende fotonenergie wordt in figuur 5.2 afgebeeld.

Hierbij moet vermeld worden dat voor 20 keV de berekende orgaandosis van een aantal organen en weefsels een relatieve statistische onzekerheid hebben die groter is dan de gewenste 5%. Deze onzekerheid neemt zelfs waarden tot 80% aan. Aangezien de effectieve dosis bepaald wordt aan de hand van een groot aantal dosiswaarden, is de statistische absolute onzekerheid van de grootte nog steeds zeer klein.

Orgaan/weefsel	Geabsorbeerde dosis (Gy)	w_T (°)	H (Sv) (+)	AF (*)
testes	1.04E-17	0.08	8.36E-19	3.43E-21
beenmerg	6.96E-18	0.12	8.36E-19	4.16E-24
dikke darm	7.60E-18	0.12	9.12E-19	1.02E-21
longen	7.72E-18	0.12	9.27E-19	2.12E-21
maag	7.35E-18	0.12	8.82E-19	3.10E-21
blaas	7.60E-18	0.04	3.04E-19	4.27E-22
lever	7.12E-18	0.04	2.85E-19	1.00E-21
slokdarm	6.96E-18	0.04	2.78E-19	2.16E-21
schildklier	9.47E-18	0.04	3.79E-19	1.45E-21
hersenen	2.14E-17	0.01	2.14E-19	2.14E-22
speekselklier	2.35E-17	0.01	2.35E-19	1.19E-22
huid	1.44E-17	0.01	1.44E-19	8.43E-23
botoppervlak	9.03E-18	0.01	9.03E-20	3.85E-23
restorganen	7.11E-18	0.05	3.56E-19	5.05E-22
Effectieve dosis (Sv)			6.68E-18	5.93E-21

(°) Weefsel gewichtsfactor

(+) Equivalente dosis

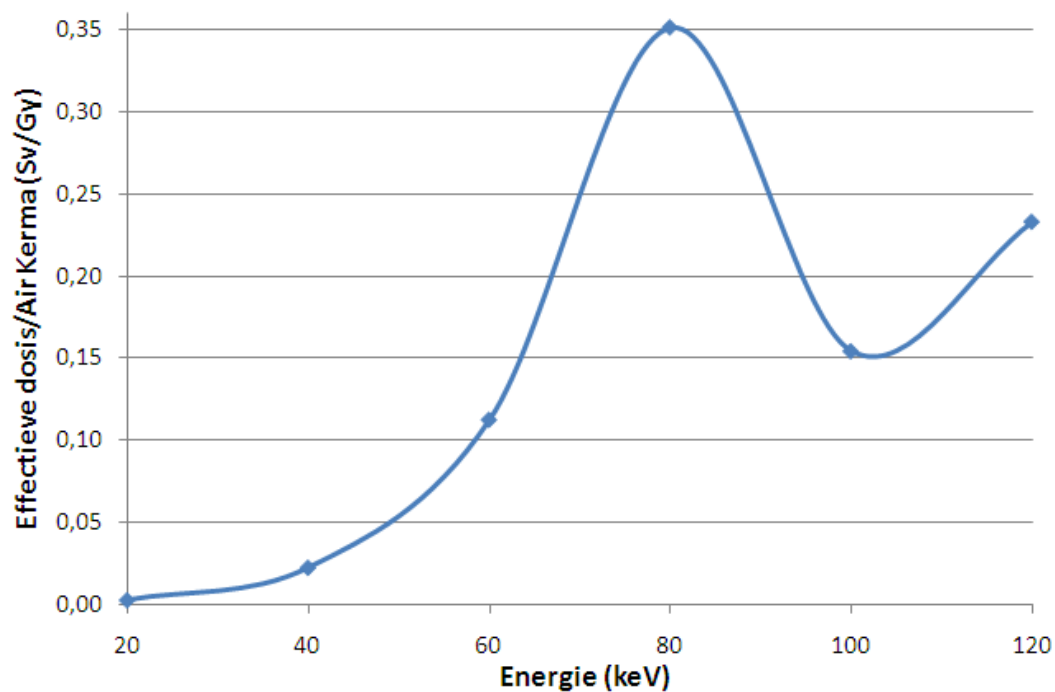
(*) Absolute statistische fout

Tabel 5.3: Orgaan- en weefseldosissen, de overeenkomstige weefsel gewichtsfactoren en de effectieve dosis berekend volgens de methode van ICRP publicatie 103 voor een AP bestraling van het MAX fantoom, uitgebreid met een loden schort en schildklierbeschermers, door een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV.

Energie (keV)	Air kerma (K) (Gy)	Effectieve dosis (E) (Sv)	E/K (Sv/Gy)	AF *
20	1.08E-16	3.12E-19	0.0029	4.41E-19
40	2.75E-17	6.22E-19	0.023	1.11E-19
60	1.83E-17	2.07E-18	0.11	7.34E-20
80	1.94E-17	6.80E-18	0.35	7.77E-20
100	2.34E-17	3.61E-18	0.15	9.36E-20
120	2.86E-17	6.68E-18	0.23	1.15E-19

(*) Absolute statistische fout

Tabel 5.4: Effectieve dosis in functie van de fotonenergie van het MAX fantoom, uitgebreid met persoonlijke beschermingsmiddelen, voor een AP bestraling met een mono-energetische plaatbron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV.



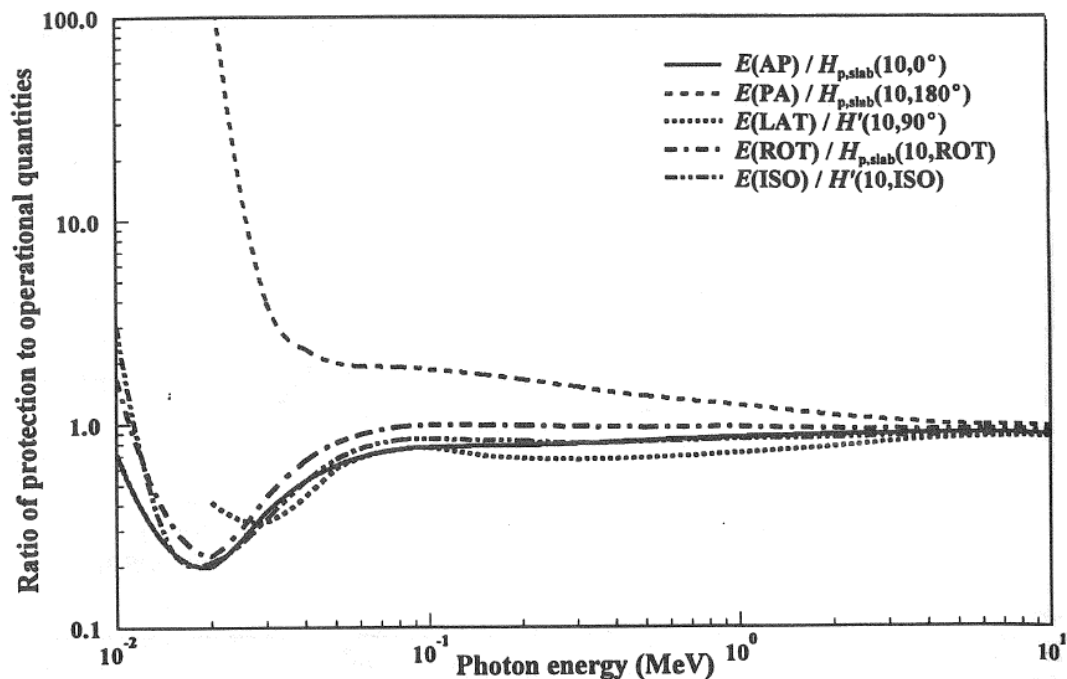
Figuur 5.2: Verloop van de effectieve dosis per eenheid air kerma in functie van de fotonenergie.

5.3 Huidige persoonsdosimeter van SCK•CEN

In eerste instantie wordt het gebruik van de huidige persoonsdosimeter van SCK•CEN bij stralingsblootstellingen met en zonder het gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen beschouwd.

De dosimeter is zodanig ontworpen dat deze de dieptedosis $H_p(10)$ en de huiddosis $H_p(0.07)$ meet. Dit is echter enkel geldig indien de persoon die de dosimeter draagt geen loden schort draagt. De betekenis van $H_p(10)$, d.i. de dosis gemeten op 10 mm diepte in ICRU tissue, verdwijnt in de aanwezigheid van een loden schort.

Volgens de methode beschreven in ICRP publicatie 74 [9] wordt gecontroleerd of de gemeten dieptedosis een conservatieve schatting is van de effectieve dosis. Voor een goede overeenkomst moet het verloop van de effectieve dosis (E) per eenheid dieptedosis ($H_p(10)$) in functie van de invallende fotonenergie analoog zijn aan deze weergegeven in figuur 5.3 [9].



Figuur 5.3: De verhouding van $E/H_{p,slab}(10)$ en $E/H'(10)$ in functie van de fotonenergie voor verschillende geometrieën. [9]

Deze curven moeten aan een aantal strikte eisen voldoen:

- De verticale ligging van de curven mag gecentreerd zijn rond eender welke waarde. Met behulp van een goed gekozen kalibratiefactor (paragraaf 2.2.2) kunnen de curven verticaal verschoven worden naar de gewenste positie.
- De gekalibreerde curve mag de waarde één niet overstijgen. Op deze manier is de gemeten dieptedosis steeds een onderschatting van de werkelijke opgelopen effectieve dosis. Een onderschatting is met het oog op stralingsbescherming onaanvaardbaar. Het overschrijden van de waarde één komt voor sommige bestralingsgeometrieën voor binnen een welbepaald energie interval. Dit is zichtbaar in figuur 5.3 voor een PA bestraling.
- De curve moet zo weinig mogelijk fluctuaties vertonen in functie van de fotonenergie. Een stabiele curve betekent dat de dieptedosis ($H_p(10)$) onafhankelijk is van de energie.

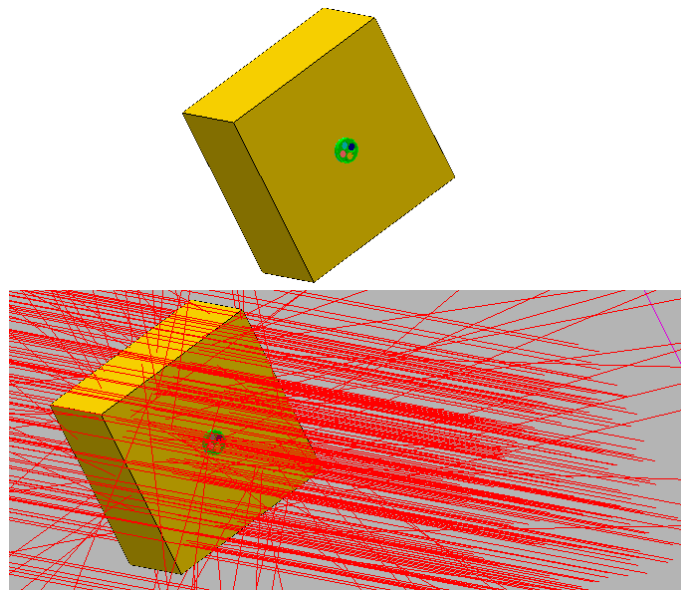
5.3.1 Stralingsblootstelling zonder het gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen

De equivalente dieptedosis ($H_p(10)$) in functie van de invallende fotonenergie wordt onderzocht voor de geometrie weergegeven in figuur 5.4 - boven. De persoonsdosimeter van SCK•CEN wordt bevestigd op een ICRU slab fantoom (30cmx30cmx15cm). Deze worden door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV bestraald in een AP geometrie zoals weergegeven in figuur 5.4 - onder.

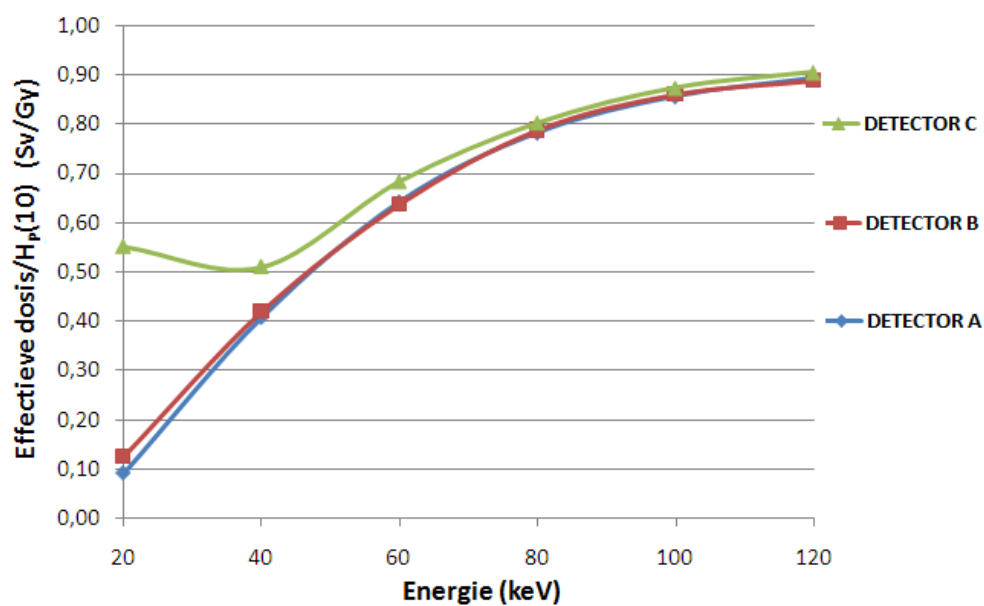
De overeenkomstige effectieve dosissen zijn overgenomen uit ICRP publicatie 74 [9]. De dieptedosisen worden berekend met behulp van MCNP-X simulaties. De verhouding van beide in functie van de invallende fotonenergie wordt afgebeeld in figuur 5.5.

De verschillen tussen de drie typen van detectoren zijn te wijten aan de verschillen in filtratie: detectoren A en B hebben respectievelijk 44 en 330 mg/cm² filtratie onder de vorm van plastic filters, detector C heeft 750 mg/cm² filtratie onder de vorm van aluminium filters.

De dieptedosis, gemeten door de persoonsdosimeter van SCK•CEN, geeft een goede indicatie van de opgelopen effectieve dosis in stralingsblootstellingen waarbij geen gebruik wordt gemaakt van persoonlijke beschermingsmiddelen.



Figuur 5.4: ICRU slab fantoom met daarop de persoonsdosimeter van SCK•CEN bevestigd. (boven) AP bestraling door een mono-energetische plaatbron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV. (onder) [42]



Figuur 5.5: Verloop van de effectieve dosis (E) per eenheid dieptedosis ($H_p(10)$) in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 5.4.

5.3.2 Stralingsblootstelling met het gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen

De betekenis van de definitie van $H_p(10)$ verdwijnt in de aanwezigheid van persoonlijke beschermingsmiddelen. Hierdoor kan de gemeten dosiswaarde niet meer ‘dieptedosis’ genoemd worden. In het verdere verloop van deze masterproef wordt naar deze waarde gerefereerd als ‘gemeten dosis’.

Ook voor het gebruik van de SCK•CEN dosimeter voor medisch personeel die een loden schort dragen ter bescherming moet het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de invallende fotonenergie aan de eisen voldoen die in het begin van deze paragraaf vermeld staan. Deze situatie wordt gesimuleerd door een loden vlak met een dikte van 0.5 mm op een ICRU slab fantoom te plaatsen.

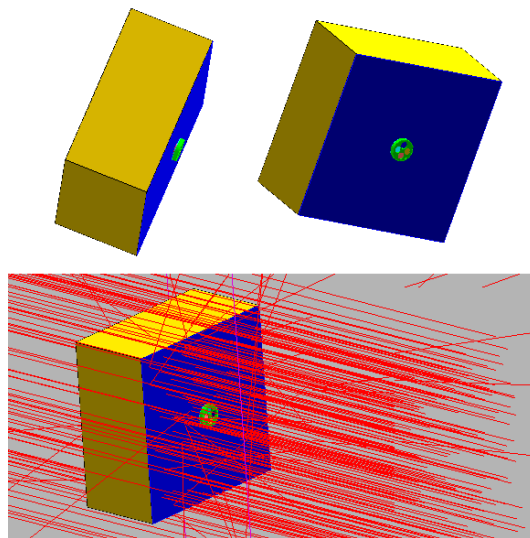
A. Dosimeter gedragen op de loden schort

De dosimeter wordt op het loden vlak gepositioneerd zoals weergegeven in figuur 5.6 - boven. Deze geometrie wordt door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV in een AP geometrie bestraald. De bestralingsgeometrie is afgebeeld in figuur 5.6 - onder.

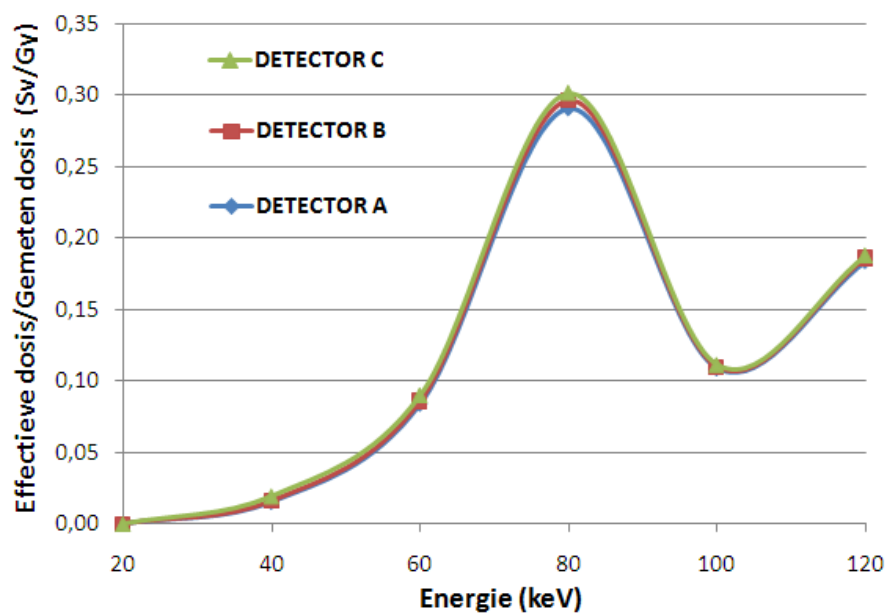
De effectieve dosissen zijn bekomen uit de effectieve dosis berekeningen van het MAX fantoom uitgebreid, met een loden schort en schildklierbeschermer. Deze werden in paragraaf 5.2 uitvoerig besproken. De verhouding van de effectieve dosis en de gemeten dosis in functie van de invallende fotonenergie wordt afgebeeld in figuur 5.7.

Deze curve voldoet niet aan de strikte eisen die in de inleiding vermeld staan. De effectieve dosis per eenheid gemeten dosis fluctueert namelijk zeer sterk en is hierdoor energie afhankelijk. Bovendien blijken de verschillen tussen de drie detectoren in de aanwezigheid van een loden schort te verdwijnen. De invloed van de loden schort domineert de bijdrage te wijten aan verschillen in filtratie voor de drie detectoren in de dosimeter.

Conclusie: de dosis gemeten door de persoonsdosimeter van SCK•CEN geeft overduidelijk geen goede indicatie van de opgelopen effectieve dosis in stralingsblootstellingen met het gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen.



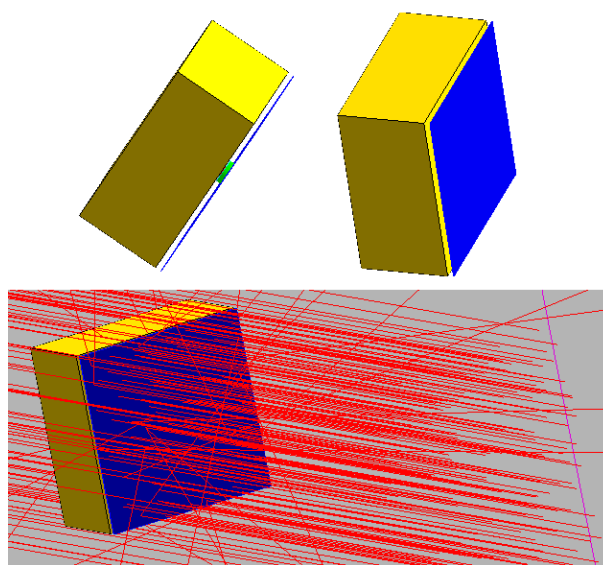
Figuur 5.6: ICRU slab fantoom met daarop een loden schort en de persoonsdosimeter van SCK•CEN bevestigd. (boven) AP bestraling door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV. (onder) [42]



Figuur 5.7: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 5.6 - boven.

B. Dosimeter gedragen onder de loden schort

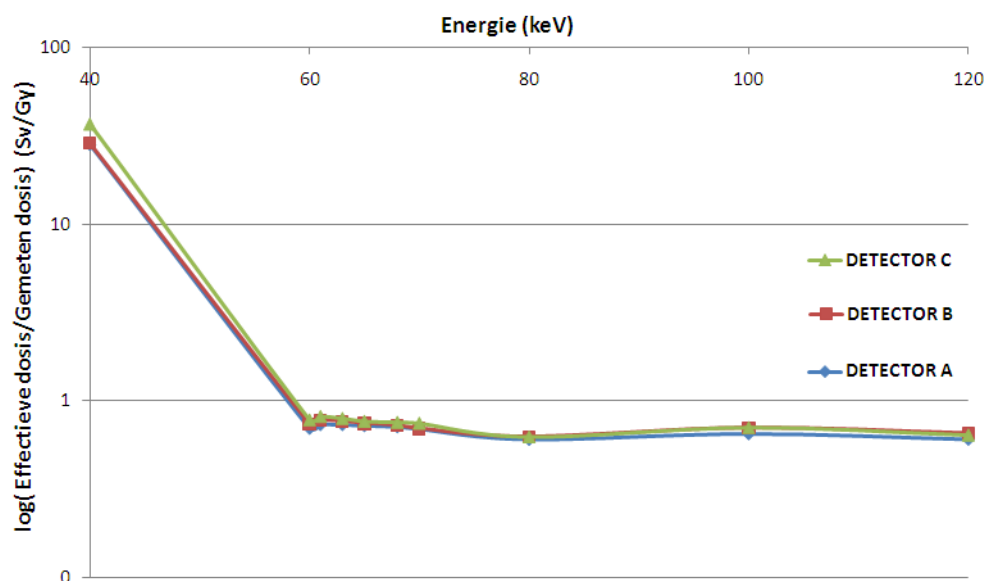
In de praktijk wordt de dosimeter echter ook onder de loden schort gedragen. Deze situatie wordt gesimuleerd door de persoonsdosimeter van SCK•CEN tussen de 0.5 mm dikke loden schort en het ICRU slab fantoom te plaatsen zoals weergegeven in figuur 5.8 - boven. Deze geometrie wordt opnieuw door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV in een AP geometrie bestraald. De bestralingsgeometrie is afgebeeld in figuur 5.8 - onder.



Figuur 5.8: ICRU slab fantoom met daarop de persoonsdosimeter van SCK•CEN en een loden schort bevestigd. (boven) AP bestraling door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV. (onder) [42]

De effectieve dosissen zijn opnieuw bekomen uit de effectieve dosis berekeningen van het MAX fantoom uitgebreid met een loden schort en schildklierbeschermer (paragraaf 5.2). Het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis wordt in functie van de fotonenergie weergegeven in figuur 5.9. De resultaten voor een bron energie van 20 keV kunnen niet in beschouwing genomen worden aangezien de gemeten dosis bij deze energie gelijk is aan nul.

Ook deze curven voldoen niet aan de strikte eisen vermeld in de inleiding vanwege de zeer sterke toename voor fotonenergieën kleiner dan 60 keV.



Figuur 5.9: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 5.8.

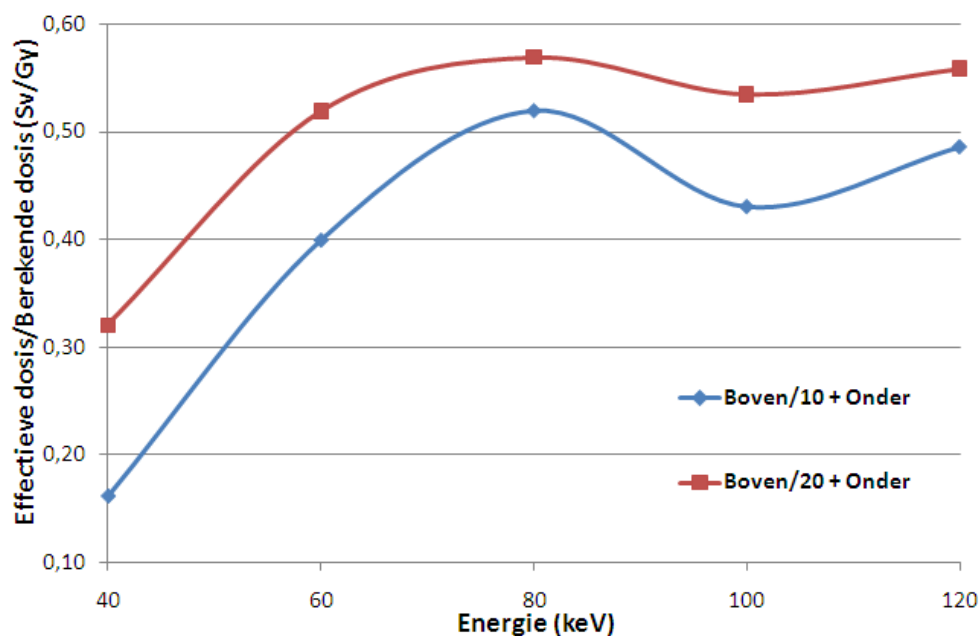
C. Dubbele dosimetrie

Voor stralingsblootstellingen met het gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen is dubbele dosimetrie bij wet verplicht: een wiskundige combinatie van de meetwaarden van twee dosimeters wordt als schatting van de effectieve dosis gebruikt. Het medisch personeel moet hiervoor echter twee dosimeters dragen, één boven en één onder de loden schort. De meetwaarde boven de loden schort geeft geen goede schatting van de effectieve dosis doordat het geen rekening houdt met de beschermende werking van het lood. De meetwaarde onder de loden schort geeft eveneens geen goede schatting van de effectieve dosis omdat deze geen rekening houdt met de organen die niet achter het lood gelegen zijn.

Bovendien is er geen algemene consensus betreffende de meest geschikte berekeningsalgoritmen ter bepaling van de berekende dosis die een conservatieve schatting van de effectieve dosis geeft. SCK•CEN gebruikt als algoritmen voor dubbele dosimetrie twee eenvoudige wiskundige combinaties van de gemeten dosiswaarden van twee dosimeters, één wordt boven en één onder de loden schort gedragen:

$$D_1 = \frac{D_{\text{detector B onder lood}}}{10} + D_{\text{detector B boven lood}} \quad (5.2)$$

$$D_2 = \frac{D_{\text{detectorBonderlood}}}{20} + D_{\text{detectorBbovenlood}} \quad (5.3)$$



Figuur 5.10: Verloop van de effectieve dosis per eenheid dosis in functie van de fotonenergie, berekend volgens formules 5.2 en 5.3 in functie van de invallende fotonenergie.

De curven van de effectieve dosis per eenheid dosis, berekend volgens bovenstaande formules, worden weergegeven in figuur 5.10. De resultaten voor een bron energie van 20 keV kunnen opnieuw niet in beschouwing genomen worden aangezien de gemeten dosis bij deze energie voor de dosimeter gedragen onder de loden schort gelijk is aan nul. Beide curven voldoen aan de eisen vermeld in de inleiding. Fluctuaties in functie van de energie zijn aanwezig, maar beperken zich tot een minimum. Bovendien is een duidelijke trend naar de waarde één zichtbaar en wordt deze nooit overschreden. De curve voor formule 5.3 is beter dan deze voor formule 5.2: de fluctuaties in functie van de fotonenergie zijn geringer.

De twee wiskundige combinaties van de gemeten dosis in detector B voor een dosimeter boven en onder de loden schort geven een betere indicatie van de opgelopen effectieve dosis in stralingsblootstellingen met het gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen.

5.4 Design van een nieuwe dosimeter bij het gebruik van een loden schort voor medisch personeel in de interventionele radiologie

Dubbele dosimetrie is bij wet verplicht voor stralingsblootstellingen met het gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen. Er is echter geen algemeen berekeningsalgoritme beschikbaar ter bepaling van de equivalente dosis die een conservatieve schatting van de effectieve dosis geeft. Het gevolg is dat ieder instituut zijn eigen methode gebruikt.

Het gebruik van twee dosimeters blijft economisch nadelig en houdt bovendien een zeker ongemak in voor het medisch personeel. In deze masterproef wordt getracht een nieuwe dosimeter te ontwerpen voor medisch personeel in de interventionele radiologie bij het gebruik van een loden schort en schildklierbeschermer. De dosimeter zal gedragen worden op het lood en moet een energie onafhankelijke, conservatieve schatting geven van de effectieve dosis. Dubbele dosimetrie, en de hiermee samenhangende nadelen, worden door bij gebruik van deze nieuwe dosimeter vermeden.

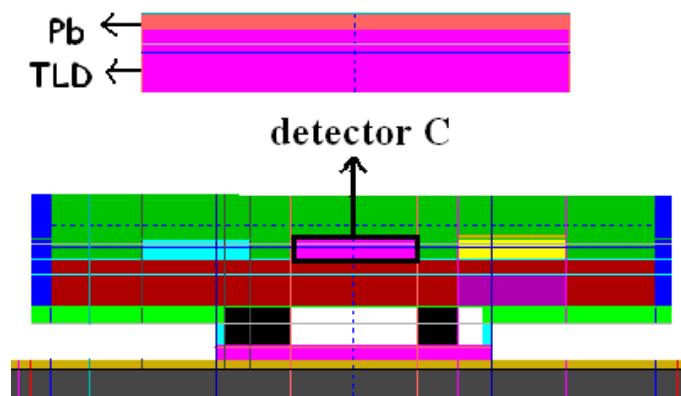
In de eerste fase van het design wordt stapsgewijs een welbepaalde parameter van detector C van de huidige dosimeter geometrie van SCK•CEN gewijzigd. De geometrieën van TLD's A en B blijven identiek. Vervolgens wordt nagegaan of de gemeten dosiswaarde van detector C of een combinatie van de waarden van TLD's B en C een goede benadering van de effectieve dosis oplevert.

Op deze manier wordt getracht een nieuwe dosimeter te ontwikkelen die een goede schatting geeft van de opgelopen effectieve dosis van medisch personeel in de interventionele dosimetrie bij gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen zonder het toepassen van dubbele dosimetrie methoden. Bovendien kan nog steeds dezelfde dosimeter gebruikt worden voor de bepaling van de dieptedosis $H_p(10)$ en de huiddosis $H_p(0.07)$ voor personeelsleden die geen loden schort dragen door hiervoor respectievelijk enkel detector B en detector A te gebruiken.

5.4.1 Invloed van een loden filter gepositioneerd voor de detector

In een eerste stap wordt getracht de 0.5 mm dikke loden schort inwendig in de geometrie van detector C na te bootsen. Hiervoor wordt de totale 750 mg/cm² filter die uit twee aluminium plaatjes met een dikte van 2 mm bestaat, verwijderd. Vervolgens wordt een loden filter met een variabele dikte voor de TLD aangebracht. Deze moet de loden schort simuleren.

Met behulp van deze aanpassingen is de bestralingsgeometrie met loden schort in het inwendige van de dosimeter nagebootst. Een doorsnede van de nieuwe geometrie van detectorhouder C wordt weergegeven in figuur 5.11.

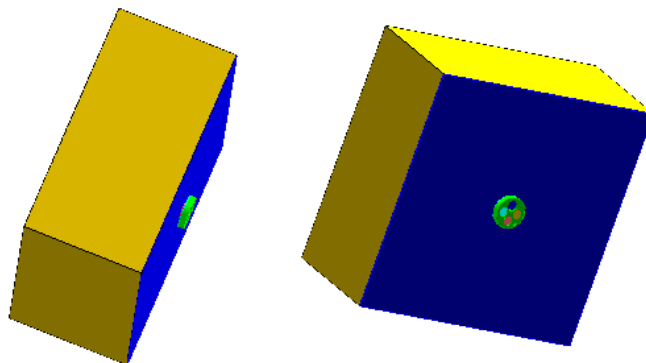


Figuur 5.11: Doorsnede van de nieuwe geometrie van detector C. [42]

Geometrie

De nieuwe dosimeter, mét loden en zonder aluminium filter, wordt gepositioneerd op de loden schort van een ICRU slab fantoom zoals weergegeven op figuur 5.12. MCNP-X simulaties worden uitgevoerd, waarbij deze opstelling in een AP geometrie bestraald wordt door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100, 120 keV.

De invloed van de loden filter wordt bepaald door de dikte van het lood in iedere MCNP-X berekening te veranderen. Deze dikte varieert tussen 0.05 mm en 0.9 mm.



Figuur 5.12: Geometrie van de nieuwe dosimeter gepositioneerd op de loden schort van een ICRU slab fantoom. [42]

Resultaten

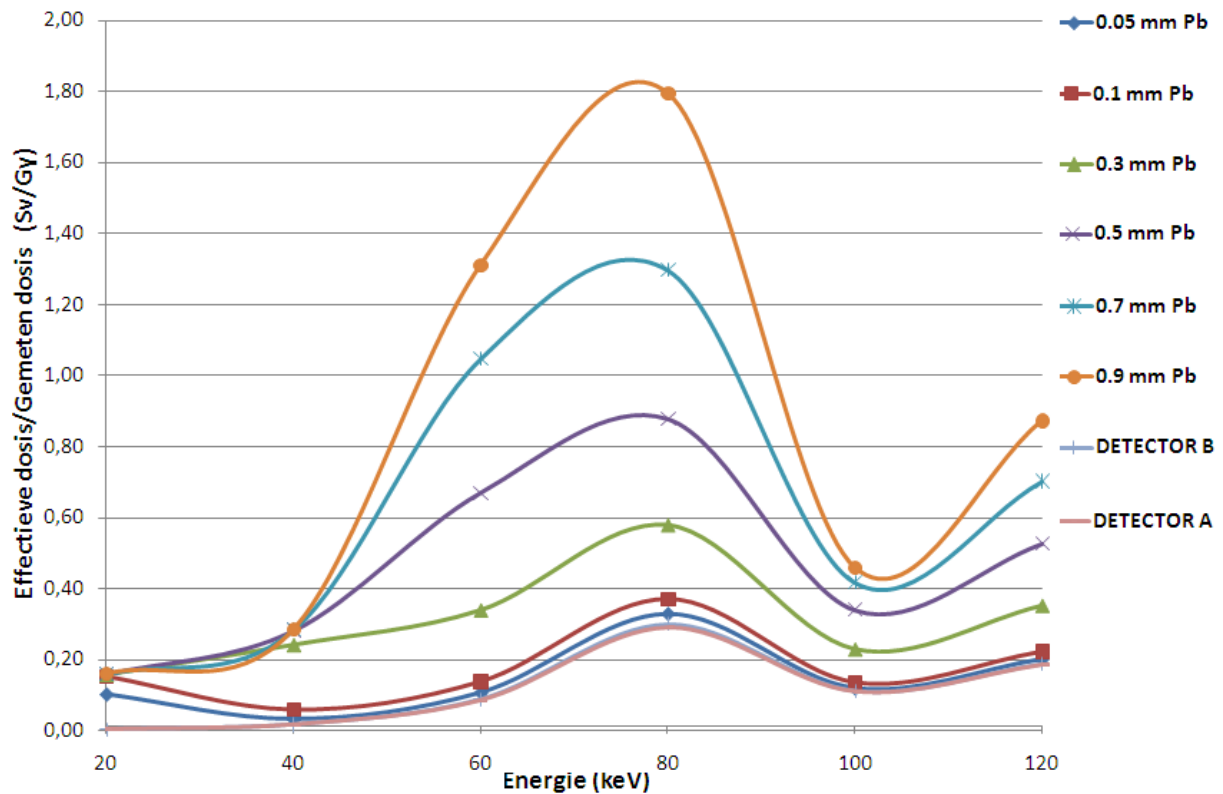
De invloed van de loden filter wordt bepaald door het verloop van de effectieve dosis, berekend in paragraaf 5.2, per eenheid gemeten dosis in detector C uit te zetten in functie van de invallend fotonenergie. De bekomen curven zijn weergegeven in figuur 5.13 en moeten aan dezelfde eisen voldoen dan vermeld in de inleiding van paragraaf 5.3.

De invloed van de loden filter neemt logischerwijze toe met de dikte. Alle curven liggen boven de curven van detectoren A en B. Lood absorbeert namelijk een groot deel van de fotonen, resulterend in een kleinere gemeten dosiswaarde in detector C en in een grotere verhouding van de effectieve dosis en deze waarde.

De curven voor een loden filter van 0.05 en 0.1 mm liggen zeer dicht bij deze van detectoren A en B. Enkel voor energieën kleiner dan 100 keV verschillen de curven zichtbaar. Laag energetische fotonen worden namelijk sterker door lood gestopt of sterk vertraagd, resulterend in een lagere gemeten dosis en in een grotere verhouding.

Voor een fotonenergie gelijk aan 40 keV en lood dikten groter dan 0.1 mm worden voor de verhouding van de effectieve dosis en de gemeten dosis in detector C waarden bekomen die weinig van elkaar verschillen. Slechts een zeer kleine fractie van dusdanig laag-energetische fotonen kunnen doorheen een loden filter met een dikte groter dan 0.1 mm propageren. Hierdoor zijn de verschillen in propagerende fotonen nauwelijks meetbaar.

De typische daling ter hoogte van 100 keV ten gevolge van de plotse toename van absorptie door lood net achter de 88 keV K-absorptie edge is in alle curven zichtbaar. De stijging tot

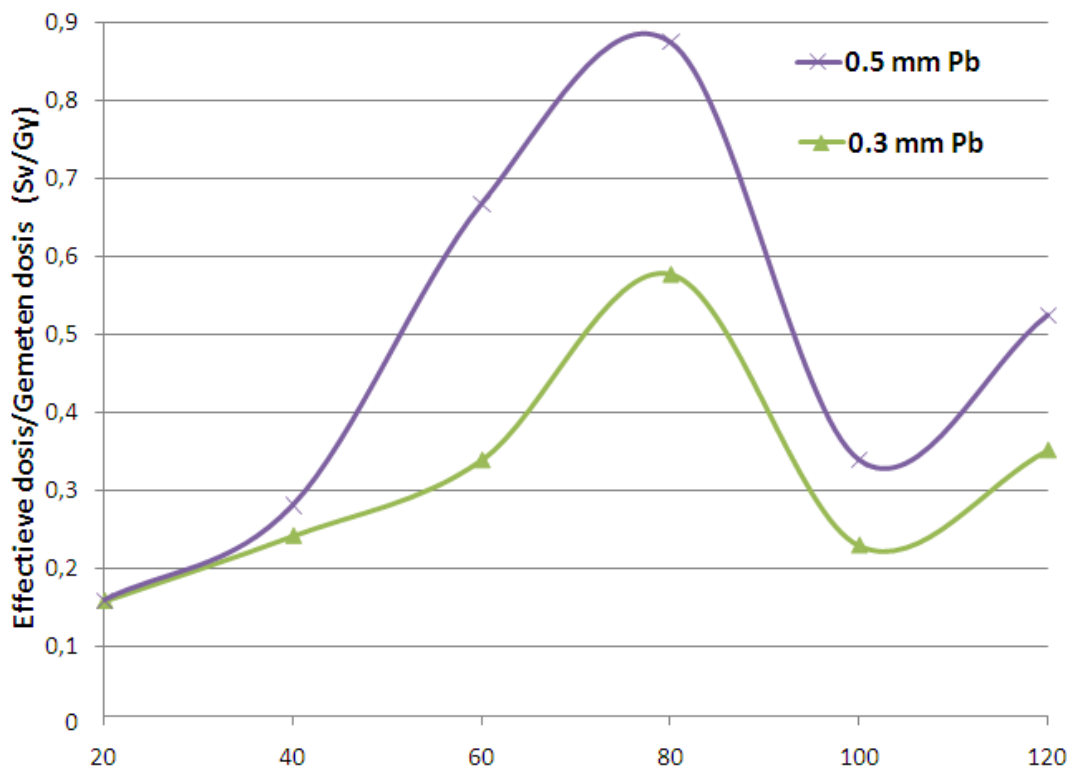


Figuur 5.13: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor verschillende dikten van de loden filter.

een fotonenergie van 80 keV is groter bij grotere lood dikten. De absorptie van fotonen stijgt namelijk met toenemende dikte, resulterend in een grotere verhouding van de effectieve dosis en de gemeten dosis.

De noodzakelijke vereisten voor het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie in beschouwing genomen, zijn de curven voor een lood dikte van 0.5 en 0.3 mm de beste. Deze worden nog eens afzonderlijk weergegeven in figuur 5.14. De fluctuaties in functie van de fotonenergie moeten echter nog verder afgezwakt worden.

Het verdere verloop van het design van de dosimeter, die een goede indicatie geeft van de opgelopen effectieve dosis van medisch personeel in de interventionele dosimetrie bij gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen, wordt uitgevoerd op basis van deze bevindingen.

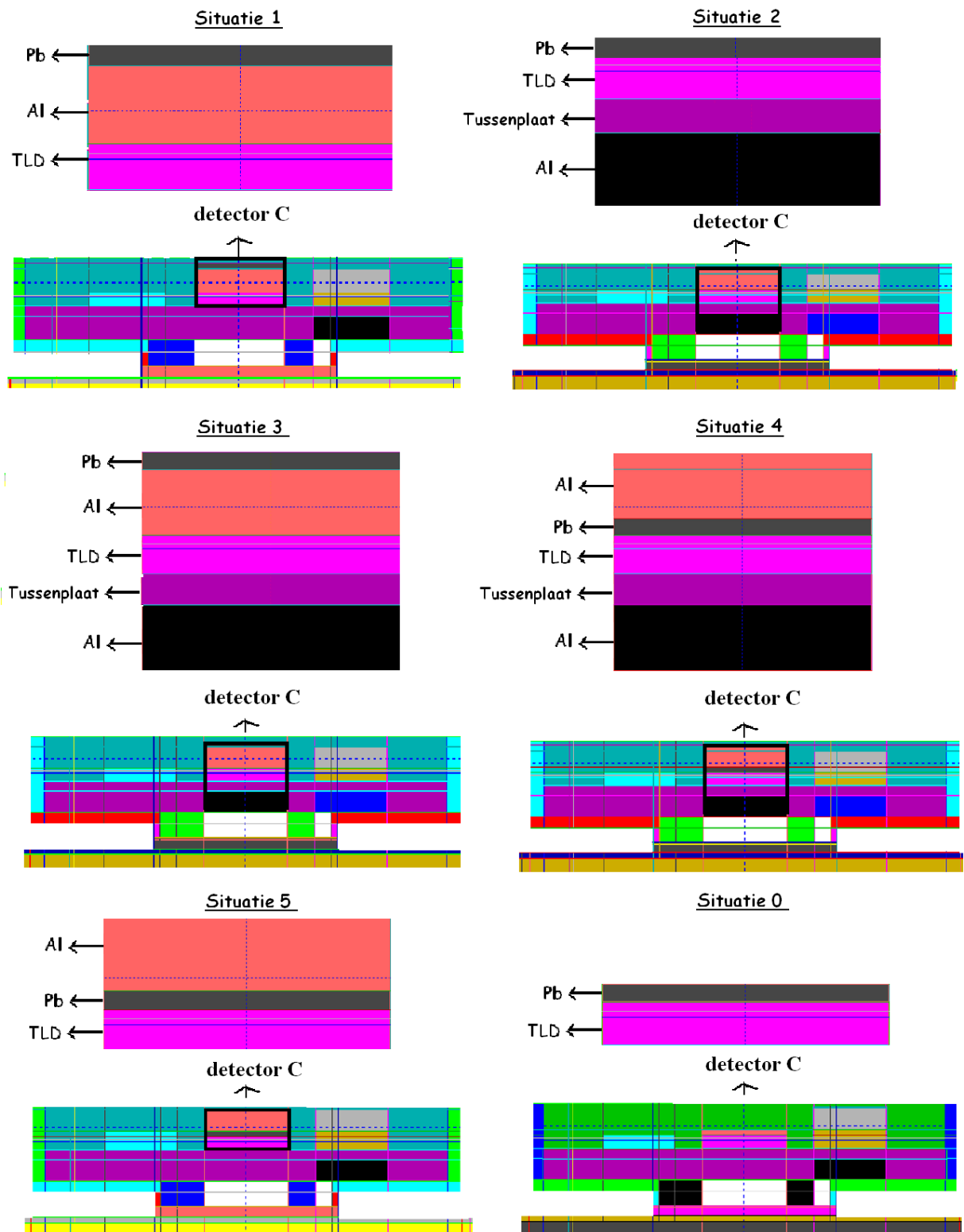


Figuur 5.14: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor een lood dikte van 0.5 en 0.3 mm.

5.4.2 Invloed van de positie van de aluminium filters in de dosimeter

In een volgende stap wordt de invloed van één of meerdere aluminium filters op de gemeten dosis bepaald. Deze kunnen op verschillende plaatsen in de dosimeter gepositioneerd worden. De verschillende situaties die beschouwd worden zijn schematisch weergegeven in figuur 5.15 en zijn:

- Situatie 0: zonder aluminium filter
- Situatie 1: één aluminium filter tussen de loden filter en de detector
- Situatie 2: één aluminium filter achter de detector
- Situatie 3: één aluminium filter tussen de loden filter en de detector en één aluminium filter achter de detector

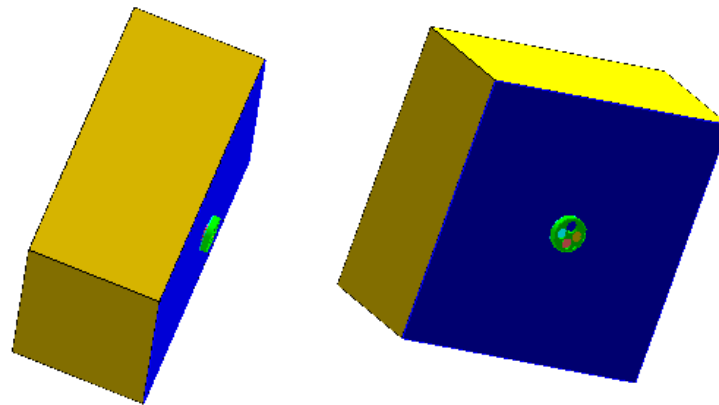


Figuur 5.15: Doorsneden van de nieuwe geometrie van detector C (onder) en een detailweergave van detector C met bijhorende filters voor de verschillende beschouwde situaties. [42]

- Situatie 4: één aluminium filter voor de loden filter en één aluminium filter achter de detector
- Situatie 5: één aluminium filter voor de loden filter

Geometrie

De nieuwe dosimeter, met loden en met één of twee aluminium filters, wordt gepositioneerd op de loden schort van een ICRU slab fantoom zoals weergegeven in figuur 5.16. MCNP-X simulaties worden uitgevoerd waarbij deze opstelling in een AP geometrie bestraald wordt door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100, 120 keV.



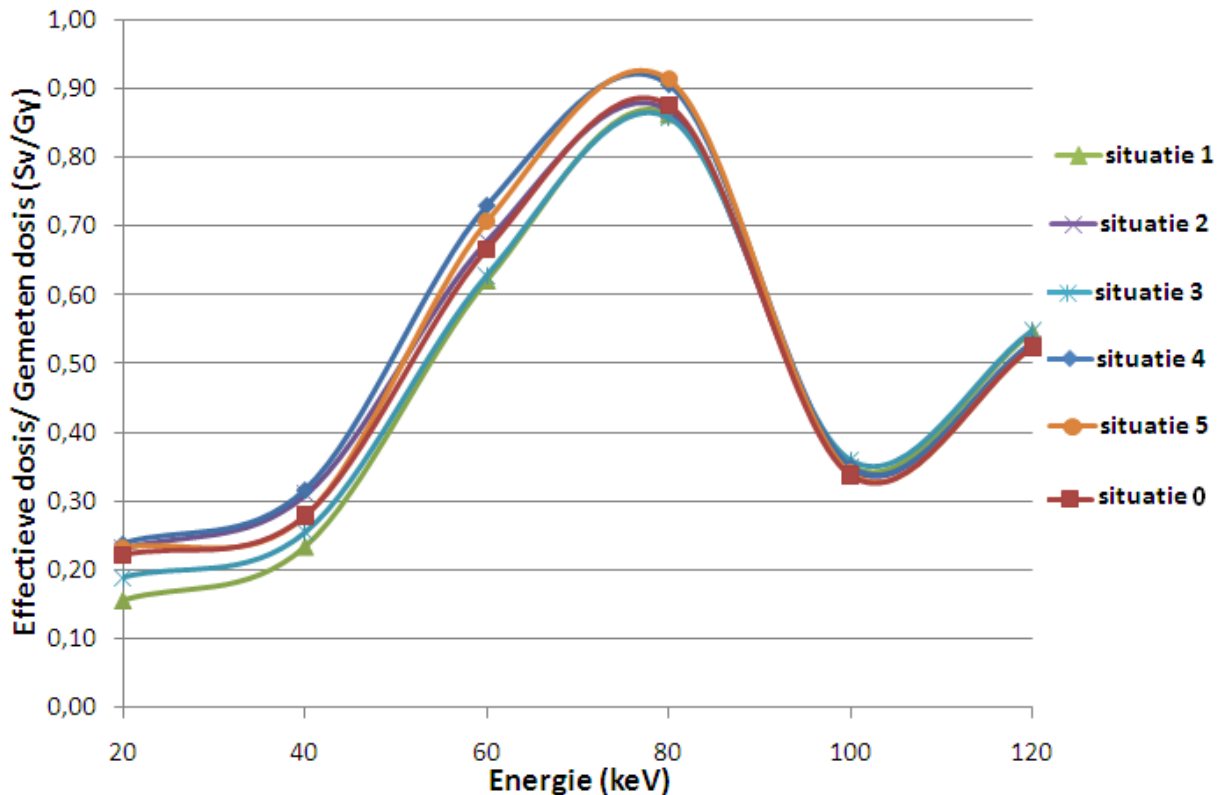
Figuur 5.16: Geometrie van de aangepaste dosimeter gepositioneerd op een 0.5 mm dik loden schort die op een ICRU slab fantoom ligt. [42]

De dikte van de loden en van de aluminium filter in de dosimeter worden in iedere MCNP-X berekening gelijk gesteld aan respectievelijk 0.5 mm en 2 mm. Door steeds eenzelfde dikte voor de loden en de aluminium filter te nemen, kan de invloed van de positie van het aluminium bepaald worden.

Resultaten

De invloed van de aluminium filter wordt bepaald door het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis uit te zetten in functie van de invallende fotonenergie. Deze

curven zijn weergegeven in figuur 5.17 en moeten opnieuw voldoen aan de eisen vermeld in de inleiding van paragraaf 5.3.



Figuur 5.17: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor de zes beschouwde situaties afgebeeld in figuur 5.15. De dikte van de loden filter is steeds gelijk aan 0.5 mm.

De aanwezigheid van één of meerdere aluminium filters wijzigt niets aan het algemene verloop van de curven. Deze vertonen nog steeds de typische daling ter hoogte van 100 keV ten gevolge van de 88 keV K-absorptie edge.

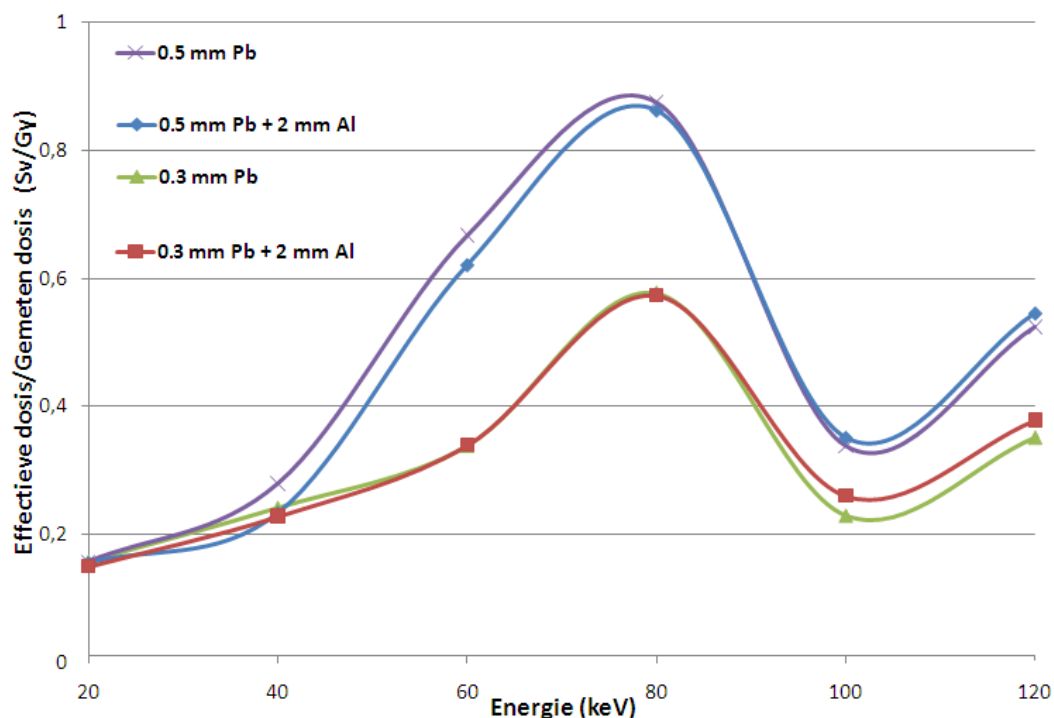
De curven van situaties 1 en 3 en deze van situaties 4 en 5 vertonen twee aan twee eenzelfde verloop. Een aluminium filter gepositioneerd achter de detector heeft duidelijk geen invloed op de gemeten dosiswaarden.

De curven van situaties 4 en 5 liggen boven deze van situatie 0. De extra filter leidt namelijk tot een sterkere filtering, resulterend in een lager gemeten dosis en een grotere verhouding van de effectieve dosis en deze waarde.

Er kan geconcludeerd worden dat een aluminium filter gepositioneerd voor de detector een beperkte invloed heeft op het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van fotonenergie. Een filter achter de TLD heeft geen enkele invloed. De beste resultaten worden bekomen voor situatie 1.

In paragraaf 5.4.1 werd de invloed van de loden filter bepaald. Een filter met een dikte van 0.5 mm en 0.3 mm gaven beide goede resultaten. De fluctuaties in functie van de energie voor deze laatste waren minder sterk dan voor de eerste situatie. Hierdoor wordt ook de invloed van een aluminium filter voor een loden filter van 0.3 mm bepaald.

Het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de fotonenergie wordt gegeven in figuur 5.18 voor een dosimeter geometrie met een 2 mm aluminium filter gepositioneerd tussen de TLD en respectievelijk een 0.5 mm en 0.3 mm loden filter. De aluminium filter verzwakt ook bij 0.3 mm lood de fluctuaties in functie van de fotonenergie in zeer beperkte mate.



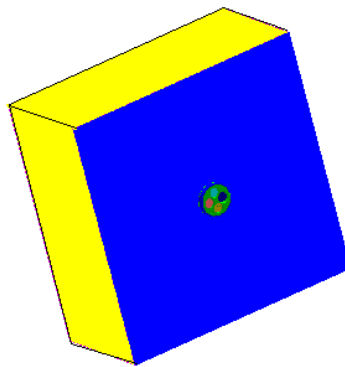
Figuur 5.18: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor dosimeter geometrie met en zonder een 2 mm aluminium filter gepositioneerd tussen de TLD en respectievelijk een 0.5 mm en 0.3 mm loden filter.

5.4.3 Invloed van de dikte van een aluminium filter gepositioneerd voor de detector

De optimale positie van de aluminium filter is in de vorige paragraaf bepaald: voor de loden filter. In deze paragraaf wordt de invloed van de dikte van de aluminium filter bepaald.

Geometrie

De nieuwe dosimeter geometrie met aluminium filter voor de 0.3 mm loden filter wordt gepositioneerd op de loden schort van een ICRU slab fantoom zoals weergegeven in figuur 5.19. MCNP-X simulaties worden uitgevoerd waarbij deze opstelling in een AP geometrie bestraald wordt door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100, 120 keV.



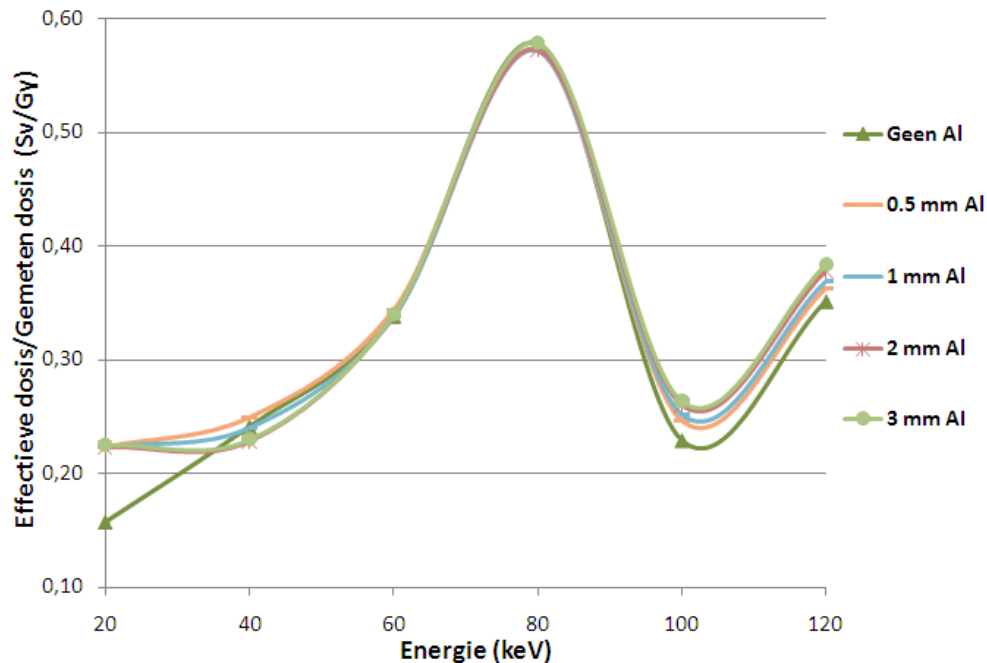
Figuur 5.19: Geometrie van de aangepaste dosimeter gepositioneerd op een 0.5 mm dikke loden schort die op een ICRU slab fantoom ligt. [42]

De 0.3 mm loden filter voor de TLD wordt niet gewijzigd in de simulaties. De dikte van de aluminium filter voor het lood daarentegen wordt gewijzigd in iedere simulatie. Deze varieert tussen 0.5 mm en 3 mm. Hierdoor kan de invloed van de dikte van het aluminium bepaald worden.

Resultaten

De invloed van de dikte van de aluminium filter wordt bepaald door het verloop van de effectieve dosis, berekend in paragraaf 5.2, per eenheid gemeten dosis in detector C uit te

zetten in functie van de invallende fotonenergie. Deze curven zijn weergegeven in figuur 5.20 en moeten aan dezelfde eisen voldoen dan vermeld in de inleiding van paragraaf 5.3.



Figuur 5.20: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor verschillende dikten van de aluminium filter.

De invloed van de dikte van de aluminium filter is beperkt voor energieën groter dan 50 keV en kleiner dan 90 keV. Voor energieën kleiner dan 50 keV wordt een toename van de verhouding waargenomen in functie van dalende aluminium dikte. Deze veranderingen zijn echter zeer klein. De verhoging van het dal ter hoogte van 100 keV is eveneens klein. De aanwezigheid van de aluminium filter verzwakt de invallende fotonen tot een lagere energie. Hierdoor neemt de fractie fotonen die geabsorbeerd worden nabij de K-absorptie edge toe, resulterend in een kleinere waarde van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis.

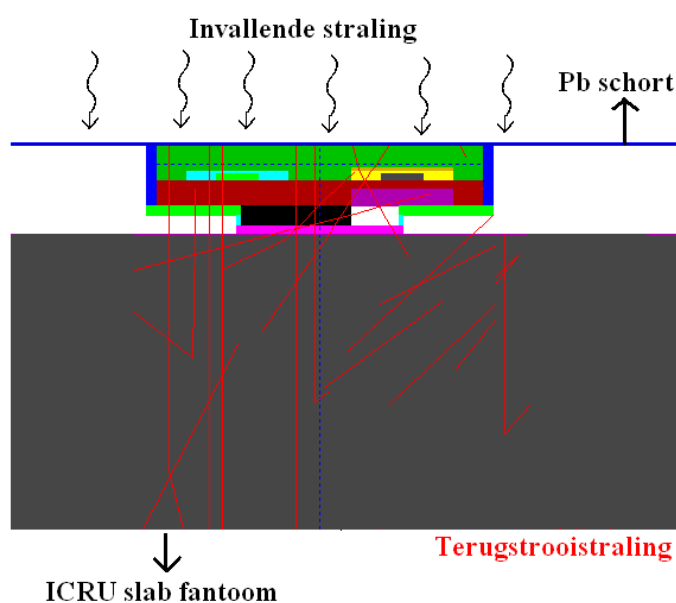
De curven van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor de beschouwde aluminium dikten liggen zeer dicht bij elkaar. Bovendien wijken de curven voor 2 mm en 3 mm aluminium nauwelijks van elkaar af. Hieruit kan besloten worden dat 2 mm de optimale dikte is voor de aluminium filter.

Uit paragrafen 5.4.2 en 5.4.3 wordt besloten dat zowel de positie als de dikte van de aluminium filter geen noemenswaardige invloed heeft.

5.4.4 Invloed van een plastic filter tussen de detector en de loden schort op het fantoom

Het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C vertoont fluctuaties in functie van de fotonenergie. Deze moeten nog verder afgezwakt worden.

De dubbele dosimetrie methode die gehanteerd wordt door SCK•CEN geeft een conservatieve schatting van de effectieve dosis die quasi energie onafhankelijk is voor fotonenergieën groter dan 60 keV (paragraaf 5.3.2, figuur 5.10). De dosiswaarde is een wiskundige combinatie van de dosis gemeten in detector B voor een dosimeter gedragen boven en onder de loden schort. De dosimeter gedragen onder de loden schort meet zowel de straling die doorheen de loden schort kan penetreren als terugstrooi-straling afkomstig van het lichaam. Dit wordt geïllustreerd voor een dosimeter gepositioneerd onder een 0.5 mm loden plaat op een ICRU slab fantoom in figuur 5.21. Een dosimeter gedragen boven de loden schort meet enkel de invallende straling.

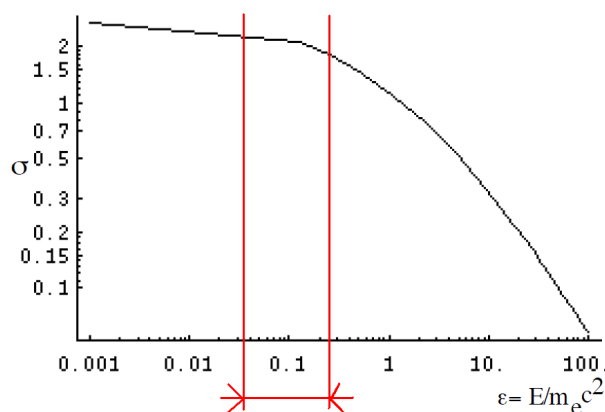


Figuur 5.21: Terugstrooi-straling afkomstig van het ICRU slab fantoom. [42]

In paragraaf 5.4.1 werd de 0.5 mm dikke loden schort inwendig in de geometrie van detector C nagebootst. Doordat de dosimeter op de loden schort gedragen wordt, meet detector C geen terugstrooi-straling. De terugstrooi-straling moet inwendig in de geometrie van TLD

C nagebootst worden. Dit kan verwezenlijkt worden door een plastic filter achter de TLD toe te voegen. Ioniserende straling die invalt op deze laag wordt teruggestrooid en kan de detector bereiken. Deze terugstrooiing draagt bij tot een grotere gemeten dosiswaarde.

Compton verstrooiing is bovendien sterk energie afhankelijk zoals weergegeven op figuur 5.22. In deze masterproef worden enkel bronnen met een energie tussen 20 en 120 keV gebruikt. Dit werkgebied wordt in het rood aangeduid. De werkzame doorsnede voor compton verstrooiing is constant voor energieën kleiner dan of gelijk aan 80 keV. Voor grotere energieën daalt de werkzame doorsnede.

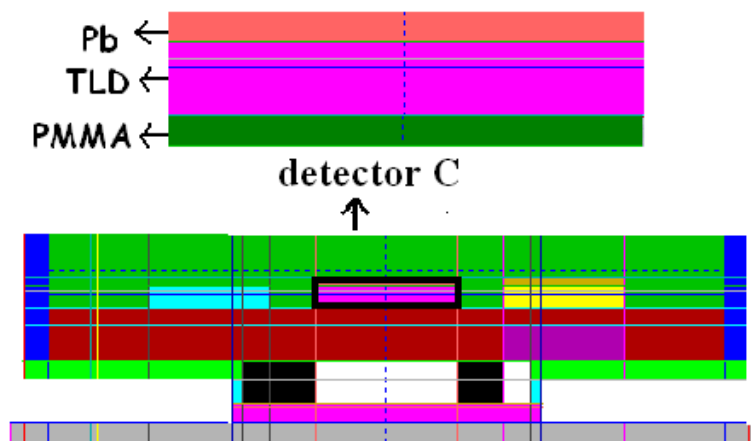


Figuur 5.22: Werkzame doorsnede voor compton strooiing in functie van de verhouding van de invallende fotonenergie en de rustenergie van een elektron (511 keV). [54]

In deze paragraaf wordt de invloed bepaald van een plastic filter, gepositioneerd achter detector C. Een doorsnede van de nieuwe geometrie van detector C wordt weergegeven in figuur 5.23. PMMA wordt gekozen als plastic filter aangezien dit een kunststof is dat veel gebruik wordt in dosimetrische toepassing. Polymethylmethacrylaat (PMMA), beter gekend als perspex of plexiglas, is een polymeer van methylmethacrylaat. PMMA is een gegoten thermoplastische kunststof die voldoet aan hoge optische, mechanische en chemische eisen.

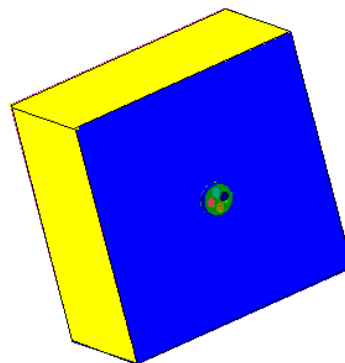
Geometrie

De nieuwe dosimeter, met een 0.5 mm loden filter voor en een 1.6 cm dikke PMMA filter achter de TLD, wordt gepositioneerd op de loden schort van een ICRU slab fantoom zoals weergegeven in figuur 5.24. MCNP-X simulaties worden uitgevoerd waarbij deze opstelling



Figuur 5.23: Doorsnede van de nieuwe geometrie van detector C. [42]

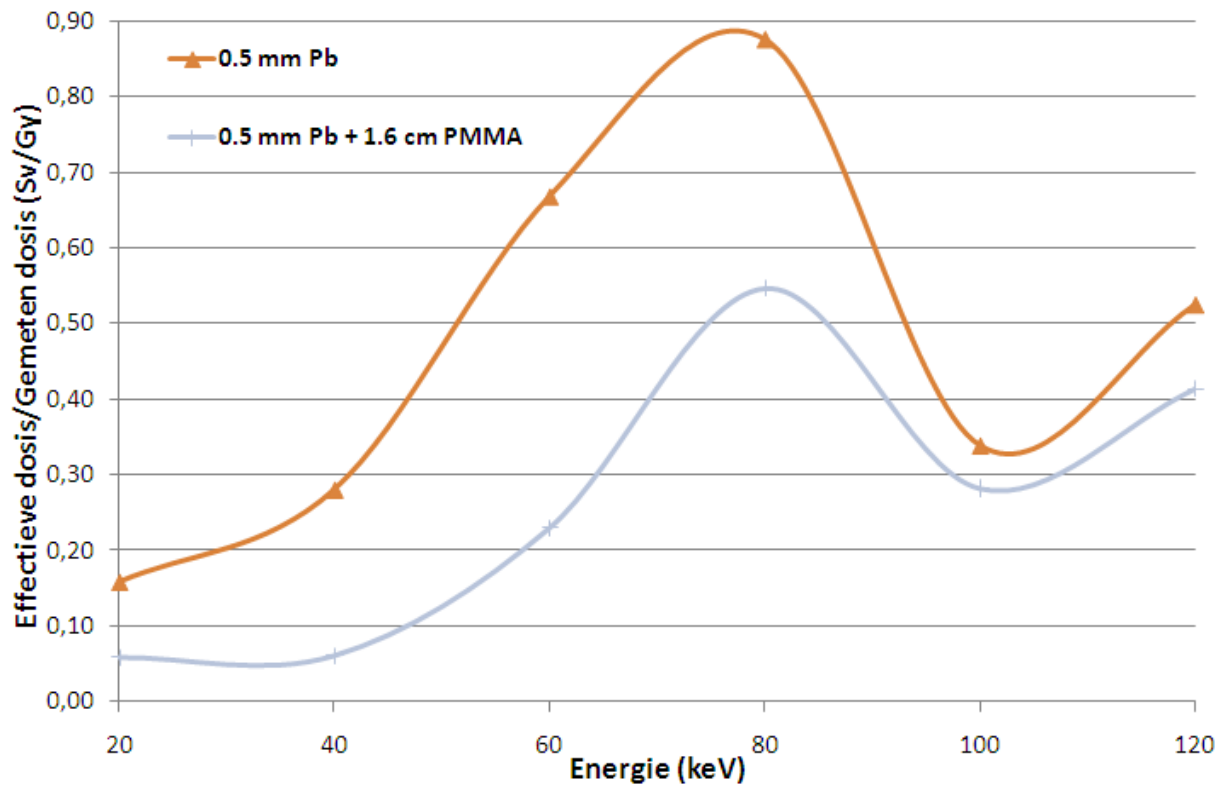
in een AP geometrie bestraald wordt door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100, 120 keV.



Figuur 5.24: Geometrie van de aangepaste dosimeter gepositioneerd op een 0.5 mm loden schort die op een ICRU slab fantoom ligt. [42]

Resultaten

De invloed van een PMMA filter wordt bepaald door het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C uit te zetten in functie van de invallend fotonenergie. De bekomen curve is weergegeven in figuur 5.27 en moet aan dezelfde eisen voldoen dan vermeld in de inleiding van paragraaf 5.3.



Figuur 5.25: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor een 1.6 cm PMMA, gepositioneerd achter TLD C.

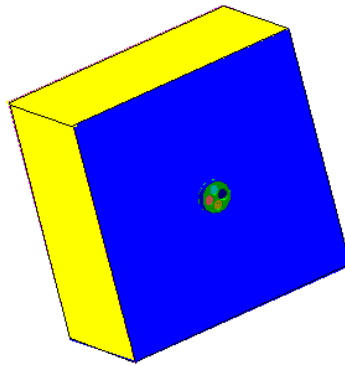
Het bijvoegen van een plastic filter achter detector C heeft het vereiste effect: een afzwakking van de fluctuaties in functie van de fotonenergie.

5.4.5 Invloed van de dikte van een PMMA filter gepositioneerd achter de detector

In de vorige paragraaf werd de gunstige invloed aangetoond van een PMMA-laag op de fluctuaties in functie van de fotonenergie. De invloed van de dikte van een PMMA-laag gepositioneerd achter detector C wordt bepaald in deze paragraaf.

Geometrie

De nieuwe dosimeter, met een 0.5 mm loden filter voor en een PMMA filter achter de TLD, wordt gepositioneerd op de loden schort van een ICRU slab fantoom zoals weergegeven in figuur 5.26. MCNP-X simulaties worden uitgevoerd waarbij deze opstelling in een AP geometrie bestraald wordt door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100, 120 keV.

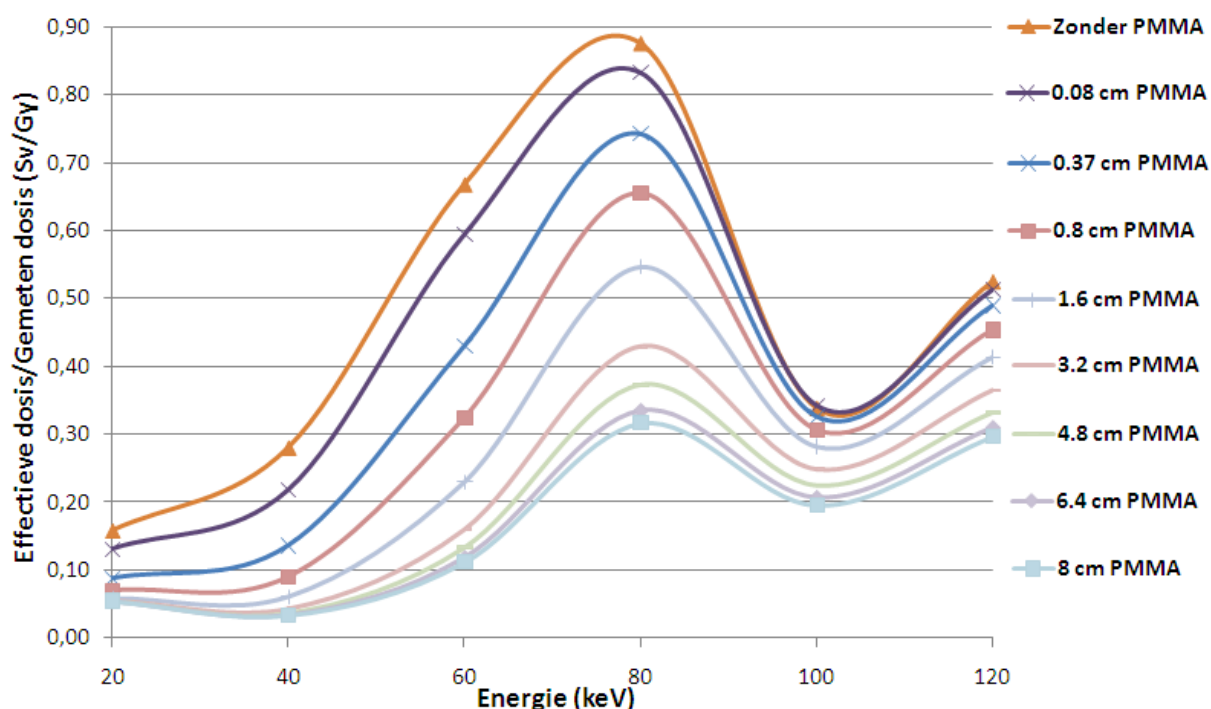


Figuur 5.26: Geometrie van de aangepaste dosimeter gepositioneerd op een 0.5 mm loden schort die op een ICRU slab fantoom ligt. [42]

De 0.5 mm loden filter voor de TLD wordt niet gewijzigd in de simulaties. De dikte van de PMMA filter achter de detector daarentegen wordt gewijzigd in iedere simulatie. Deze varieert tussen 0.08 cm en 8 cm. Hierdoor kan de invloed van de dikte van de PMMA filter bepaald worden.

Resultaten

De invloed van de dikte van de PMMA-laag wordt bepaald door het verloop van de effectieve dosis, berekend in paragraaf 5.2, per eenheid gemeten dosis in detector C uit te zetten in functie van de invallende fotonenergie. Deze curven zijn weergegeven in figuur 5.27 en moeten aan dezelfde eisen voldoen dan vermeld in de inleiding van paragraaf 5.3.



Figuur 5.27: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor verschillende dikten van de PMMA-laag.

De invloed van de PMMA-laag neemt logischerwijze toe met de dikte. Alle curven liggen onder de curve van de geometrie met enkel een loden filter en geen PMMA. Ioniserende straling die PMMA binnentreedt, veroorzaakt strooi straling. Hoe meer PMMA aanwezig is, des te meer strooi straling geproduceerd wordt. De fractie fotonen die uitgezonden wordt in de richting van de detector veroorzaken een grotere gemeten dosis, resulterend in een kleinere verhouding van de effectieve dosis en de gemeten dosis.

De dikte van de PMMA-laag bepaalt ook de maximale fotonenergieën die verstrooid worden. Bij zeer dunne lagen propageren hoog-energetische fotonen zonder interactie doorheen

het PMMA. Dit verschijnsel is zichtbaar bij dikten kleiner dan 0.37 cm. Deze lagen vertonen enkel een significante invloed voor fotonenergieën kleiner dan 90 keV. In dikkere lagen daarentegen treedt ook verstrooiing op bij hogere energieën.

Ook de fractie van verstrooide fotonen neemt toe met de dikte van de PMMA-laag. Bij 100 keV is de fractie verstrooide fotonen bijvoorbeeld groter voor 3.2 cm dan voor 0.37 cm PMMA, resulterend in een lagere waarde van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis.

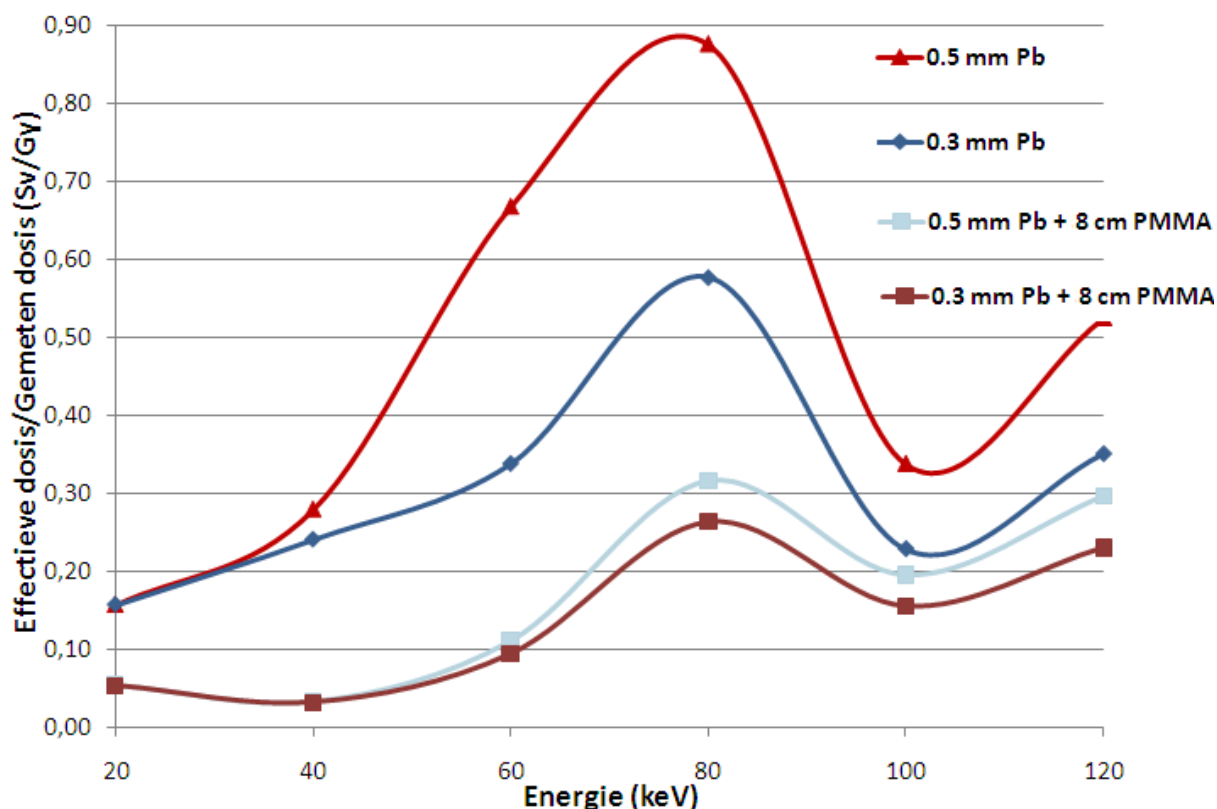
De invloed van de dikte van PMMA is kleiner voor fotonenergieën groter dan 100 keV omdat de werkzame doorsnede voor compton verstrooiing daalt voor deze energieën. Hierdoor zijn de verschillen in curven voor energieën kleiner dan of gelijk aan 80 keV groter dan voor energieën groter dan 80 keV.

Het bijvoegen van PMMA resulteert in een afzwakking van de fluctuaties in functie van de fotonenergie zoals aangetoond in de vorige paragraaf. De noodzakelijke vereisten voor het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie in beschouwing genomen, levert een PMMA dikte van 8 cm het beste resultaat op. Een verdere verhoging van de dikte heeft geen noemenswaardige verbetering van het resultaat tot gevolg. De daling van de curven voor 8 cm PMMA ten opzichte van deze van 6.4 cm is namelijk beperkt.

In paragraaf 5.4.1 werd de invloed van de loden filter bepaald. Een filter met een dikte van 0.5 mm en 0.3 mm gaven beide goede resultaten. De fluctuaties in functie van de energie voor deze laatste waren minder sterk dan voor de eerste situatie. Hierdoor wordt ook de invloed van 8 cm PMMA achter de TLD voor een loden filter van 0.3 mm bepaald.

Het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de fotonenergie wordt gegeven in figuur 5.28 voor een dosimeter geometrie met 8 cm PMMA gepositioneerd achter de TLD en respectievelijk een 0.5 mm en 0.3 mm loden filter voor de detector. Een 0.3 mm loden filter geeft het beste resultaat.

Er wordt getracht deze fluctuaties in functie van de fotonenergie nog verder te reduceren door het principe van dubbele dosimetrie, d.i. een wiskundige combinatie van twee gemeten dosiswaarden, toe te passen met behulp van één dosimeter. Dit wil zeggen dat de dosiswaarden gemeten in detector B en C gecombineerd worden om een energie onafhankelijke conservatieve schatting van de effectieve dosis te bekomen:



Figuur 5.28: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor vier verschillende dosimeter geometrieën: een 0.5 mm loden filter voor de TLD, een 0.5 mm loden filter voor en 8 cm PMMA achter de TLD, een 0.3 mm loden filter voor de TLD, een 0.3 mm loden filter voor en 8 cm PMMA achter de TLD.

$$D = x D_{\text{detectorB}} + y D_{\text{detectorC}} \quad (5.4)$$

$D_{\text{detectorB}}$ en $D_{\text{detectorC}}$ zijn de dosissen gemeten door respectievelijk TLD B met dezelfde geometrie als in de huidige SCK•CEN en TLD C met een 0.3 mm loden filter voor en 8 cm PMMA achter de detector gepositioneerd. De optimale waarden voor de coëfficiënten x en y worden met de ‘kleinste kwadraten methode’ bepaald die ingebouwd is in het softwarepakket Excel: $x=0$, $y=0.24$. Toepassen van dubbele dosimetrie geeft geen beter resultaat. Dit wordt geïllustreerd voor vier verschillende wiskundige combinaties:

Situatie 1

$$D_1 = \frac{D_{detectorB}}{2} + D_{detectorC} \quad (5.5)$$

Situatie 2

$$D_2 = \frac{D_{detectorB}}{10} + D_{detectorC} \quad (5.6)$$

Situatie 3

$$D_3 = \frac{D_{detectorB}}{20} + D_{detectorC} \quad (5.7)$$

Situatie 4

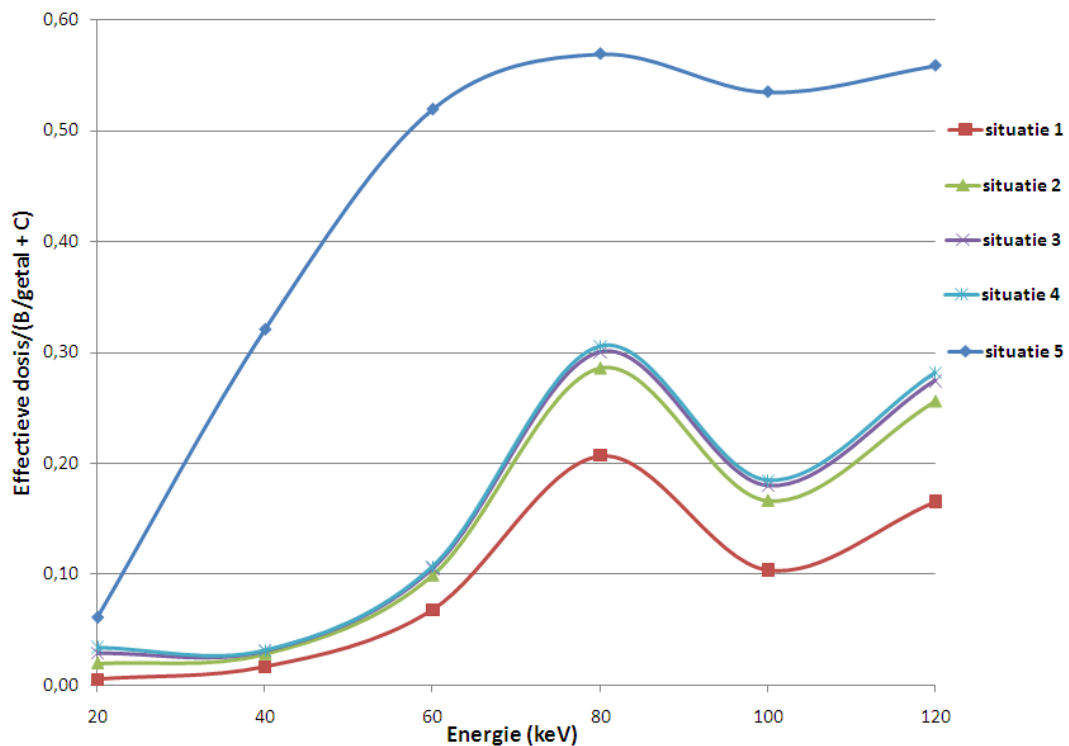
$$D_4 = \frac{D_{detectorB}}{30} + D_{detectorC} \quad (5.8)$$

Het verloop van de effectieve dosis per eenheid dosis berekend respectievelijk met behulp van formules 5.5 (situatie 1), 5.6 (situatie 2), 5.7 (situatie 3) en 5.8 (situatie 4) in functie van de fotonenergie wordt weergegeven in figuur 5.29. Ook de curve bekomen met behulp van het dubbele dosimetrie algoritme dat gehanteerd wordt door SCK •CEN met de huidige dosimeter (formule 5.3, paragraaf 5.3.2) wordt in deze figuur weergegeven (situatie 5).

Het gebruik van een wiskundige combinatie van de gemeten dosiswaarden in detectoren B en C leiden niet tot een verdere reductie van de fluctuaties in functie van de fotonenergie. Enkel de positie van de curve wijzigt.

Positionering van 8 cm PMMA achter detector C leidt tot een gemeten dosiswaarde die een betere schatting is van de effectieve dosis in functie van de fotonenergie opgelopen door medisch personeel in de interventionele radiologie bij het gebruik van een loden schort en schildklierbeschermer. Deze dosimeter geometrie is in realiteit echter niet te verwezenlijken. De dikte van de dosimeter bedraagt slechts 1 cm. De combinatie van een 0.3 mm dikke loden filter, de TLD en de 8 cm dikke laag PMMA past niet binnen deze afmetingen.

Een alternatief materiaal moet hierdoor voor PMMA gezocht worden. Deze moet eenzelfde werking hebben, d.i. de productie van terugstrooiing, en dit met een geringere hoeveelheid materiaal.

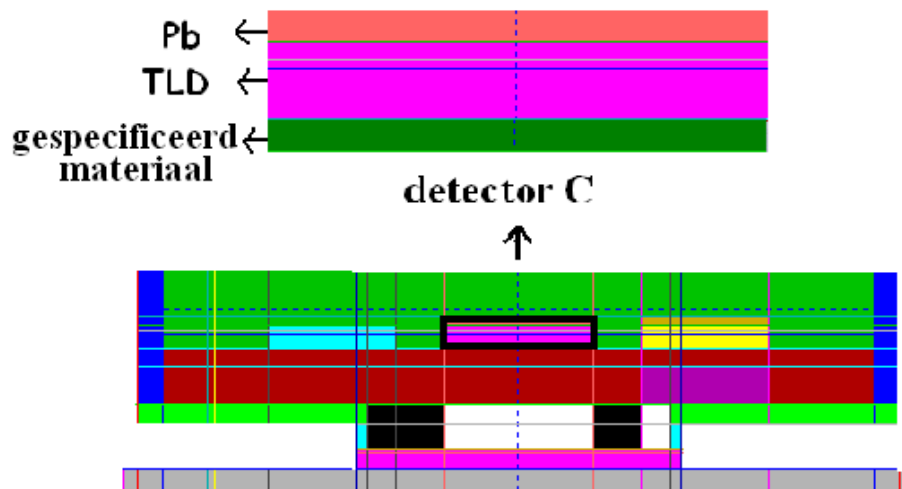


Figuur 5.29: Verloop van de effectieve dosis per eenheid dosis berekend met behulp van formules 5.5 (situatie 1), 5.6 (situatie 2), 5.7 (situatie 3) en 5.8 (situatie 4) in functie van de invallende fotonenergie. Curve bekomen met behulp van het dubbele dosimetrie algoritme dat gehanteerd wordt door SCK •CEN (formule 5.3, paragraaf 5.3.2) (situatie 5).

5.4.6 Alternatieve materialen ter vervanging van PMMA

In deze paragraaf worden verschillende materialen onderzocht die gehanteerd kunnen worden ter vervanging van PMMA. Deze moeten net zoals PMMA strooi straling veroorzaken als gevolg van interactie met ioniserende straling, resulterend in een grotere gemeten dosis in detector C.

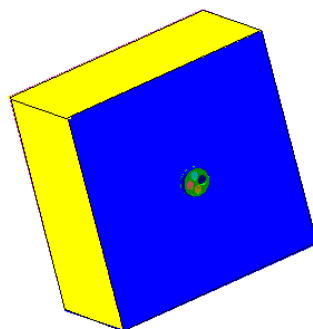
Deze materialen worden achter de TLD gepositioneerd. De loden filter voor de detector heeft nog steeds een dikte van 0.5 mm. Een doorsnede van detector C wordt weergegeven in figuur 5.30



Figuur 5.30: Doorsnede van de nieuwe geometrie van detector C. [42]

5.4.7 Geometrie

De nieuwe dosimeter geometrie wordt opnieuw gepositioneerd op de 0.5 mm loden schort geplaatst op een ICRU slab fantoom zoals weergegeven in figuur 5.31. MCNP-X simulaties worden uitgevoerd waarbij deze opstelling in een AP geometrie bestraald wordt door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100, 120 keV.

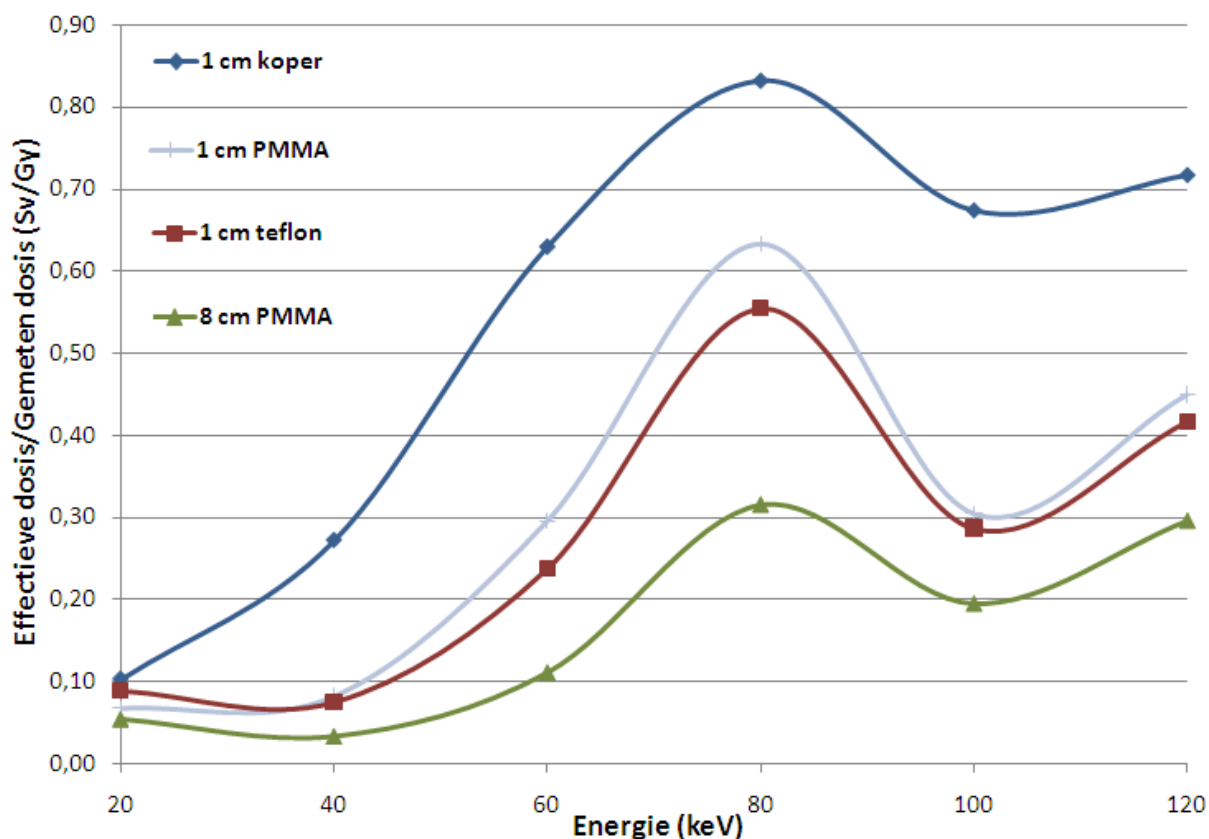


Figuur 5.31: Geometrie van de aangepaste dosimeter gepositioneerd op een 0.5 mm dik loden schort die op een ICRU slab fantoom ligt. [42]

De 0.5 mm loden filter voor de TLD wordt niet gewijzigd in de simulaties. In eerste instantie wordt de dikte van het gespecificeerde materiaal gelijk aan 1 cm genomen.

5.4.8 Teflon - Koper

In eerste instantie wordt getracht om opnieuw een plastic te gebruiken ter vervanging van PMMA, maar met een grotere dichtheid. De hoeveelheid terugstroostraling dat in een plastic filter geproduceerd wordt is afhankelijk van de dichtheid: des te groter de dichtheid, des te meer terugstroostraling geproduceerd wordt. Na een analyse van de verschillende plastics en hun densiteiten werd geopteerd om teflon als vervangend materiaal te gebruiken [56]. Teflon, d.i. de merknaam van poly-tetra-fluor-etheen (PTFE), is een etheenpolymeer waarin alle waterstofatomen vervangen zijn door fluor. Dit type plastic heeft een dichtheid van 2.2 g/cm^3 [57]. PMMA heeft een dichtheid van 1.19 g/cm^3 [57].

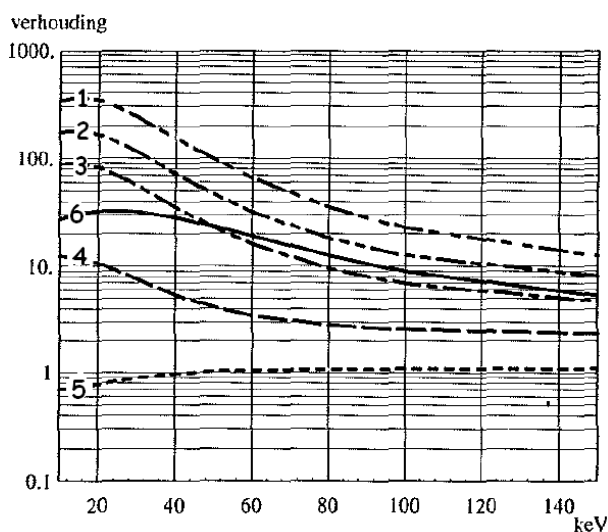


Figuur 5.32: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor koper en teflon als extra filter.

Het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de fotonenergie wordt weergegeven in figuur 5.32 samen met de curven voor 1 cm en 8 cm PMMA. Het

gebruik van een teflon filter resulteert in een betere reductie van de fluctuaties in functie van de fotonenergie.

Figuur 5.33 geeft de verhouding van de verzwakkingscoëfficiënt μ van verschillende materialen in functie van de fotonenergie ten opzichte van deze van zacht weefsel (w_d) weer alsook de verhouding tussen koper en aluminium (μ_{Cu}/μ_{Al}) [55]. Hierop is zichtbaar dat koper/ w_d een sterke verzwakking vertoont in vergelijking met PMMA. Het verloop van de verzwakkingscoëfficiënt in functie van de fotonenergie is echter niet identiek. Koper heeft niet eenzelfde verzwakkingsgedrag als PMMA in functie van de fotonenergie.



Figuur 5.33: Verhouding van de verzwakkingscoëfficiënt μ ten opzichte van zacht weefsel (w_d) in functie van de fotonenergie en μ_{Cu}/μ_{Al} : koper/ w_d (1), chroom/ w_d (2), titanium/ w_d (3), aluminium/ w_d (4), PMMA/ w_d (5) en koper/aluminium (6). [55]

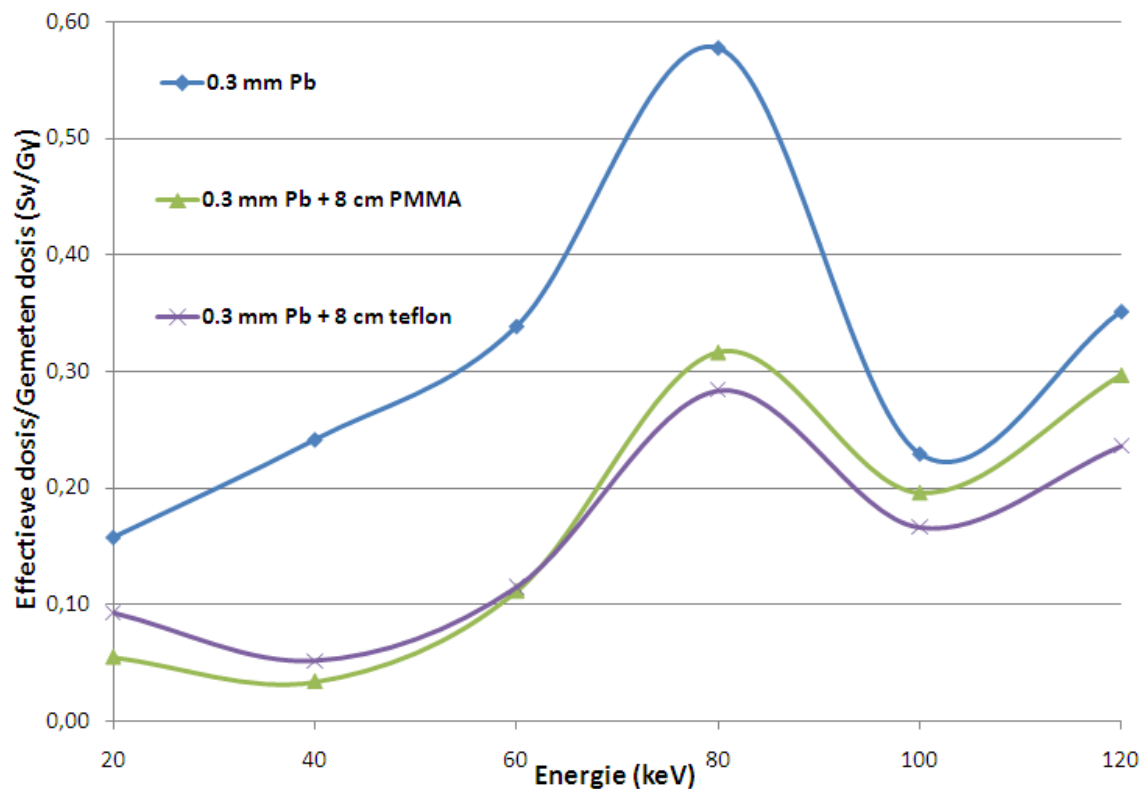
Er wordt onderzocht of koper ter vervanging van PMMA gebruikt kan worden. De loden filter voor de detector heeft nog steeds een dikte van 0.05 mm. De 1 cm dikke koperen filter wordt achter detector C gepositioneerd zoals weergegeven in figuur 5.30.

Het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de fotonenergie wordt eveneens weergegeven in figuur 5.32. Koper kan duidelijk niet gebruikt worden als alternatief materiaal ter vervanging van teflon. Koper heeft een Z-waarde gelijk aan 29. Hierdoor is de absorptie van fotonen met een energie kleiner dan 60 keV groot in vergelijking met de absorptie van fotonen met een grotere energie, resulterend in fluctuaties in functie

van de fotonenergie die pas bij een fotonenergie van 80 keV stabiliseren. Dit is ongewenst aangezien de fluctuaties over het ganse energie gebied gereduceerd moeten worden.

Hieruit kan geconcludeerd worden dat het gebruik van een teflon filter en een loden filter met een dikte van respectievelijk 8 cm en 0.3 mm de grootste reductie in fluctuaties in functie van de fotonenergie oplevert zoals weergegeven in figuur 5.34. Positionering van een 8 cm teflon filter achter detector C leidt tot een gemeten dosiswaarde die een betere scattering is van de effectieve dosis in functie van de fotonenergie opgelopen door medisch personeel in de interventionele radiologie bij het gebruik van een loden schort en schildklierbeschermer.

Deze dosimeter geometrie is in realiteit echter niet te verwezenlijken. De dikte van de dosimeter bedraagt slechts 1 cm. De combinatie van een 0.3 mm dikke loden filter, de TLD en de 8 cm dikke laag teflon past niet binnen deze afmetingen.



Figuur 5.34: Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor drie verschillende dosimeter geometrieën: een 0.3 mm loden filter voor de TLD, een 0.3 mm loden filter voor en 8 cm PMMA achter de TLD, een 0.3 mm loden filter voor en 8 cm teflon achter de TLD.

5.5 Samenvatting van de uitgevoerde MCNP-X simulaties

Tabel 5.5 geeft een overzicht van alle MCNP-X simulaties die uitgevoerd werden voor het design van een dosimeter die een conservatieve schatting geeft van de effectieve dosis opgelopen door medisch personeel in de interventionele radiologie bij het gebruik van een loden schort en schildklierbeschermer.

Het beste resultaat wordt bekomen door een 0.3 mm loden filter voor en 8 cm teflon achter de detector te positioneren. Dit is echter geen realistische dosimeter geometrie.

Voor de overige onderzochte parameters biedt de gemeten dosiswaarde van detector C of een combinatie van de waarden van TLD's B en C ook geen goed resultaat. De fluctuaties in functie van de fotonenergie blijven te groot. De bekomen schatting van de effectieve dosis is hierdoor niet energie onafhankelijk. Ook het combineren van verschillende parameters onderling levert geen energie onafhankelijk resultaat.

Onderzocht	toegevoegde filters	resultaat
dikte loden filter	loden filter voor TLD	0.3 mm Pb filter geeft het beste resultaat
positie aluminium filter	<ol style="list-style-type: none"> 1.) zonder Al filter 2.) 1 Al filter tussen Pb filter en TLD 3.) 1 Al filter achter TLD 4.) 1 Al filter tussen de Pb filter en TLD en 1 Al filter achter TLD 5.) 1 Al filter voor de Pb filter en 1 Al filter achter TLD 6.) 1 Al filter voor de Pb filter 	<p>beste resultaat</p> <p>Al filter voor TLD heeft beperkte invloed</p> <p>Al filter achter TLD heeft geen invloed</p>
dikte aluminium filter	1 Al filter tussen Pb filter en TLD	dikte en positie van Al filter hebben geen noemenswaardige invloed
PMMA filter	PMMA filter achter TLD	reductie van de fluctuaties in functie van de fotonenergie
dikte PMMA filter	PMMA filter achter TLD	80 mm PMMA filter geeft het beste resultaat
koperen filter	koperen filter achter TLD	koper is geen alternatief materiaal ter vervanging van PMMA
teflon filter	teflon filter achter TLD	teflon is een goed alternatief materiaal ter vervanging van PMMA

Tabel 5.5: Samenvatting van de uitgevoerde MCNP-X simulatie voor het design van de dosimeter.

5.6 Beperkingen

De methode die in deze masterproef gehanteerd werd voor het design van een nieuwe dosimeter voor medisch personeel in de interventionele radiologie bij het gebruik van een loden schort heeft een aantal beperkingen. Deze worden in deze paragraaf besproken.

5.6.1 Male Adult voXel fantoom (MAX)

Het gebruik van het MAX fantoom uitgebreid met persoonlijke beschermingsmiddelen bij de berekening van de effectieve dosis brengt een aantal beperkingen met zich mee zoals eerder vermeld in paragraaf 4.4.

Eerst en vooral konden de persoonlijke beschermingsmiddelen van het MAX fantoom, in tegenstelling tot de klinische situatie, niet perfect tegen het lichaam gepositioneerd worden. Hierdoor is een luchtlaag aanwezig tussen de persoonlijke beschermingsmiddelen en het lichaam. Deze bedraagt maximaal 8.23 cm voor de loden schort en 3.19 cm voor de schildklierbeschermer. Afwijkingen ten gevolge van deze programmatische beperking zijn ofwel verwaarloosbaar klein (luchtlagen kleiner dan of gelijk aan 1 cm) ofwel in overeenstemming met de klinische realiteit (luchtlagen groter dan 1 cm ter hoogte van de benen) en worden in deze masterproef niet behandeld.

Het MAX fantoom zelf brengt ook een beperking met zich mee. Een aantal organen die noodzakelijk zijn voor de berekening van de effectieve dosis volgens de methode beschreven in ICRP publicatie 103, zijn niet expliciet aanwezig in het MAX fantoom. Deze organen en weefsels moeten hierdoor benaderd worden (tabel 4.7). Deze beperking heeft een kleine, maar toch significante invloed op de bekomen effectieve dosis.

5.6.2 Bestralingsgeometrie

Het design van de dosimeter werd enkel uitgevoerd voor een AP bestraling. De dosis die gemeten wordt in de detectoren is echter niet enkel afhankelijk van de bron energie, maar ook van de hoek waaronder de dosimeter bestraald wordt. Deze hoekafhankelijkheid moet nog verder onderzocht worden.

5.6.3 Poly-energetische niet-parallelle bron

Iedere simulatie in deze masterproef werd uitgevoerd met een mono-energetische parallelle bron. In de praktijk wordt medisch personeel in de interventionele radiologie echter bestraald door strooistraling afkomstig van de patiënt. Deze strooistralingsspectra zijn poly-energetisch en niet parallel.

De nieuwe dosimeter moet voor gebruik in klinische situaties nog gevalideerd worden met behulp van metingen met een poly-energetische niet parallelle bron.

5.7 Onzekerheidsanalyse

5.7.1 10 statistische testen

Zoals aangehaald in hoofdstuk 3.7, berekent MCNP-X zelf een aantal significante statistische testen. Ter validatie van de onzekerheid van de berekeningen wordt telkens nagegaan of de beschouwde berekening niet faalt voor te veel statistische testen.

Iedere besproken MCNP-X simulatie voldeed aan minimum 7 statistische testen. Het niet voldoen aan één, twee of drie statistische testen impliceert immers niet onmiddellijk het afschrijven van de correctheid van de berekening.

5.7.2 Relatieve statistische onzekerheid

MCNP-X bepaalt voor iedere berekende waarde een relatieve onzekerheid. Deze moet voor ieder resultaat kleiner dan 5% zijn. Alle uitgevoerde berekeningen voldeden aan deze voorwaarde uitgezonderd een aantal orgaandosissen bij een fotonenergie van 20 keV. Hierdoor wordt aangenomen dat alle berekeningen, uitgezonderd die van 20 keV, statistisch correct zijn betreffende relatieve statistische onzekerheid.

Besluit

In een eerste stap van het design van de nieuwe dosimeter werd getracht de 0.5 mm dikke loden schort inwendig in de geometrie van detector C na te bootsen door een 0.5 mm loden filter voor de TLD aan te brengen en alle andere aanwezige filters te verwijderen. Alle curven van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de fotonenergie vertoonden een typische daling ter hoogte van 100 keV ten gevolge van de plotse toename van absorptie van de loden filter net achter de 88 keV K-absorptie edge. Een loden filter met een dikte gelijk aan 0.3 mm gaf het beste resultaat in termen van energie afhankelijkheid. De fluctuaties in functie van de energie moesten echter nog afgezwakt worden.

Vervolgens werd de invloed van de positie van de aluminium filters in de dosimeter bepaald. Zes verschillende situaties werden onderling met elkaar vergeleken: zonder aluminium filter (situatie 0), één aluminium filter tussen de loden filter en de detector (situatie 1), één aluminium filter achter de detector (situatie 2), één aluminium filter tussen de loden filter en de detector en één aluminium filter achter de detector (situatie 3), één aluminium filter voor de loden filter en één aluminium filter achter de detector (situatie 4) en één aluminium filter voor de loden filter (situatie 5). Uit de curven van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de fotonenergie kon geconcludeerd worden dat een aluminium filter gepositioneerd achter de TLD geen enkele invloed heeft op de gemeten dosiswaarden. Een aluminium filter voor de detector heeft een beperkte invloed. Deze extra filter leidt namelijk tot een extra filtering, resulterend in een lagere gemeten dosis. Het beste resultaat werd bekomen voor één aluminium filter gepositioneerd tussen de loden filter en de detector (situatie 1).

In de volgende stap werd de invloed van de dikte van een aluminium filter gepositioneerd voor de TLD bepaald. Uit de analyse van het verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de fotonenergie werd geconcludeerd dat de dikte van de aluminium filter, net zoals de positie ervan, geen noemenswaardige invloed heeft op de

fluctuaties in functie van de energie.

De fluctuaties in functie van de fotonenergie in de curven van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis moesten nog verder gereduceerd worden. Hiervoor werd een PMMA filter achter de detector geometrie toegevoegd. Ioniserende straling dat invalt op deze laag wordt namelijk teruggestrooid en kan de TLD bereiken. De hoeveelheid terugstrooi-straling is energie afhankelijk vanwege de energie afhankelijkheid van compton strooiing. Zo kon onderzocht worden of de fluctuaties in functie van de fotonenergie verminderd konden worden. Het beste resultaat werd bekomen voor een 8 cm dikke PMMA-laag. Deze dosimeter geometrie is echter niet in realiteit te verwezenlijken. De combinatie van een 0.5 mm loden filter, de TLD en de 5 cm dikke PMMA laag past niet binnen de 1 cm dikke dosimeter.

Tot slot werd de werking van teflon en koper ter vervanging van PMMA onderzocht. Koper gaf echter geen goed resultaat. Vanwege de hoge Z-waarde (29) stabiliseren de fluctuaties in functie van de fotonenergie pas bij een energie gelijk aan 80 keV, wat ongewenst is. Teflon daarentegen gaf een verbetering: de fluctuaties in functie van de fotonenergie worden door 1 cm teflon sterker gereduceerd dan door 1 cm PMMA. Teflon heeft een dichtheid (2.2 g/cm^3 [57]) die groter is dan die van PMMA (1.19 g/cm^3 [57]) waardoor een grotere hoeveelheid strooi-straling geproduceerd wordt in teflon. De hoeveelheid terugstrooi-straling dat in een plastic filter geproduceerd wordt is namelijk afhankelijk van de dichtheid: des te groter de dichtheid, des te meer terugstrooi-straling geproduceerd wordt.

De beste resultaten werden in deze masterproef bekomen door een 0.3 mm loden filter voor en een 8 cm teflon filter achter detector C te positioneren. De energie afhankelijkheid van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis werd gereduceerd tot een factor 5 wat equivalent is met de energie afhankelijkheid van de dieptedosis $H_p(10)$ bij een AP bestraling zoals weergegeven in figuur 5.3 [9]. Deze dosimeter geometrie is echter niet in realiteit te verwezenlijken aangezien de dosimeter 1 cm dik is. Maximaal 0.5 cm teflon kan toegevoegd worden aan de detector geometrie.

Het design van de dosimeter werd uitgevoerd voor een AP bestraling. De dosis die gemeten wordt in de detectoren is echter niet enkel afhankelijk van de bron energie, maar ook van de hoek waaronder de dosimeter bestraald wordt. Deze hoekafhankelijkheid moet nog bepaald worden.

Iedere simulatie in deze masterproef werd bovendien uitgevoerd met een mono-energetische parallelle bron. In de praktijk wordt medisch personeel in de interventionele radiologie

echter bestraald door stroostraling afkomstig van de patiënt. Deze stroostralingsspectra zijn poly-energetisch en niet parallel. Validatie van de resultaten voor klinische situaties is noodzakelijk.

Het resultaat van deze masterproef is dat we geen realistisch design van een dosimeter gevonden hebben die een energie onafhankelijke conservatieve schatting geeft van de effectieve dosis opgelopen door medisch personeel in de interventionele radiologie bij gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen.

Deze masterproef is slechts een eerste stap in het onderzoek het design van een dosimeter voor medisch personeel bij gebruik van een loden schort. Het is vanzelfsprekend dat andere combinaties van verschillende filters in de geometrie van detector C onderzocht moeten worden. Hierbij bestaat de mogelijkheid om niet enkel de geometrie van detector C, maar ook die van TLD A en/of B te wijzigen. Een wiskundige combinatie van de gemeten dosiswaarden in detectoren A, B en/of C zou een energie onafhankelijke conservatieve schatting van de effectieve dosis opgelopen door medisch personeel in de interventionele radiologie kunnen geven. Het onderzoek in deze masterproef is bovendien uitgevoerd voor een dosimeter gedragen op de loden schort. Verder onderzoek is noodzakelijk om te bepalen of een dosimeter gedragen op de bovenarm een mogelijke oplossing biedt voor deze probleemstelling.

Appendix A

A.1 Code

```
c universe 2
2 1 -1.05 -103 u = 2
c c Lattice Unit Cell
7 0 -104 fill=6
6 0 -103 u = 6 lat = 1 fill = -5:5 -2:2 -2:2 2 274R
10 0 105
12 4 -0.001205 (-105 104)
103 RPP 0 1 -0.5 0.5 -0.5 0.5
104 RPP -5 5 -2.5 2.5 -2.5 2.5
105 RPP -100 100 -100 100 -100 100
imp:p,n,e 1 1 1 0 1
m1 1000 -0.105
6000 -0.125
7000 -0.026
8000 -0.735
11000 -0.002
15000 -0.002
16000 -0.0018
17000 -0.0022
19000 -0.0021
20000 -0.0001
26000 -0.0001
53000 -0.0001
m4 6000 -0.000124
7000 -0.755268
```



```
8000 -0.231781
18000 -0.012827
c
mode p
c Bron
sdef erg=0.08 x=d1 y=d2 z=-90 dir=1 vec=0 0 1
si1 -10 96
sp1 0 1
si2 -10 10
sp2 0 1
c
f26:p 2
nps 2000
prdmp 0 1.0e5 0 1 0
```

A.2 Resultaat

```
1tally 26
cell 2 2.79493E-04 0.1444
```

Appendix B

B.1 Simulatie zonder transformatie

B.1.1 Huiddosissen

Celnummer	Geabsorbeerde dosis (Gy)	Relatieve fout
cell 56	1.30399E-05	0.0081
cell 234	0.00000E+00	0.0000
cell 241	0.000001+00	0.0000
cell 243	0.00000E+00	0.0000
cell 245	0.00000E+00	0.0000
cell 246	0.00000E+00	0.0000
cell 248	0.00000E+00	0.0000
cell 249	0.00000E+00	0.0000
cell 251	0.00000E+00	0.0000
cell 253	1.49569E-05	0.0223
cell 255	0.00000E+00	0.0000

B.1.2 Looddosissen

Celnummer	Geabsorbeerde dosis (Gy)	Relatieve fout
cell 316	0.00000E+00	0.0000
cell 239	0.00000E+00	0.0000
cell 257	0.00000E+00	0.0000
cell 259	0.00000E+00	0.0000
cell 269	0.00000E+00	0.0000
cell 270	0.00000E+00	0.0000
cell 912	0.00000E+00	0.0000
cell 918	0.00000E+00	0.0000
cell 921	0.00000E+00	0.0000
cell 922	0.00000E+00	0.0000
cell 925	0.00000E+00	0.0000
cell 926	0.00000E+00	0.0000
cell 946	0.00000E+00	0.0000
cell 947	0.00000E+00	0.0000
cell 950	0.00000E+00	0.0000
cell 951	0.00000E+00	0.0000

B.2 Simulatie met transformatie

B.2.1 Huiddosissen

Celnummer	Geabsorbeerde dosis (Gy)	Relatieve fout
cell 56	8.66430E-06	0.0153
cell 234	4.46231E-05	0.0050
cell 241	4.29559E-05	0.0116
cell 243	7.61267E-06	0.0295
cell 245	2.20860E-05	0.0066
cell 246	3.86530E-05	0.0049
cell 248	2.17763E-05	0.0067
cell 249	3.80068E-05	0.0050
cell 251	5.01290E-05	0.0048
cell 253	6.47495E-06	0.0553
cell 255	4.19945E-05	0.0116

B.2.2 Looddosissen

Celnummer	Geabsorbeerde dosis (Gy)	Relatieve fout
cell 316	1.54817E-04	0.0257
cell 239	9.23547E-05	0.0328
cell 257	6.71571E-04	0.0127
cell 259	1.85532E-02	0.0026
cell 269	1.46891E-07	0.7635
cell 270	1.93977E-08	0.7076
cell 912	6.67532E-08	1.0000
cell 918	6.75529E-04	0.0128
cell 921	6.81213E-05	0.0458
cell 922	4.65199E-06	0.1593
cell 925	1.35906E-05	0.0839
cell 926	6.33203E-06	0.1216
cell 946	3.15217E-06	0.1754
cell 947	3.50197E-06	0.1909
cell 950	2.90066E-06	0.1956
cell 951	3.39189E-06	0.1707

Bibliografie

- [1] K. Kauwenberghs, *Validatie van berekende energiespectra en luchtkerma rondom een X-stralenbuis*, Xios hogeschool Limburg, (2008).
- [2] Stralingsbeschermingsdienst SBD-TU/e, *Persoonsdosimetrie voor uitwendige bestraling*, Technische Universiteit Eindhoven, (2010).
- [3] G. J. Köteles, *Editorial Review: The Low Dose Dilemma*, Frederic Joliot-Curie National Research Institute for Radiobiology and Radiohygiene, cejoem, vol.4. no.2., 103-113, (1998).
- [4] Koninkrijk België ministerie van binnenlandse zaken, *Koninklijk besluit houdende algemeen reglement op de bescherming van de bevolking, van de werknemers en het leefmilieu tegen het gevaar van de ioniserende stralingen.*, Federale Overheidsdienst Justitie, (20 juli 2001).
- [5] H. Bosmans, L. Struelens, G. Maleux, G. Marchal, *Patient dosimetry in interventional radiology*, Departement of Radiology, University Hospitals of the KU Leuven, Belgium.
- [6] Fanc, *Het gebruik van röntgenstralen voor medische doeleinden*, http://consilium.radiologicum.googlepages.com/fanc_nl.pdf, (1 augustus 2005).
- [7] L. Struelens, L. Donaville, J. M. Bordy, F. W. Schultz, M. Fülöp, C. Carrapiço, K. Ennow, C. Itie, M. Denoziere, J. Daures, *MONTE CARLO MODELLING FOR MEDICAL STAFF DOSIMETRY: Summary of the submitted problem solutions*, (oktober 2007).
- [8] Fanc, *Koninklijk besluit van 20 juli 2001 houdende algemeen reglement op de bescherming van de bevolking, van de werknemers en het leefmilieu tegen het gevaar van de ioniserende stralingen*, http://consilium.radiologicum.googlepages.com/fanc_nl.pdf, (20 juli 2001 ARBIS).

- [9] International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP: Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation*, ICRP Publication 74, Pergamon, (1997).
- [10] H. Järvinen, N. Bols, P. Clerinx, J. Jansen, S. Miljanic, D. Nikodemova, M. Ranogajec-Komor, F. d'Errico, *Overview of double dosimetry procedures for the determination of the effective dose to the interventional radiology staff*, Radiation Protection Dosimetry, vol.129, no. 1-3, pp. 333-339, (2008).
- [11] F. W. Schultz, J. Zoetelief, *Estimating effective dose for a cardiac catheterisation procedure with single or double personal dosimeters*, Radiation Protection Dosimetry, vol.118, no. 2, pp. 196-204, (2006).
- [12] K. Hayashi, R. Tayama, K. Shibata, T. Honda, M. Moritomo, T. Izumida, T. Horikawa, S. Kanaya, K. Kusakabe, *Development of a simple method to evaluate medical staff radiation dose and its application to a software system supporting PET facility operation*, Radiation Protection Dosimetry, vol.116, no. 1-4, pp. 196-201, (2005).
- [13] SCK•CEN, *MAX-voxel phantom*, <http://www.sckcen.be/nl/media/images/our-research/max-voxel-phantom>, (2011).
- [14] J. F. Briesmans, *MCNP-X: A general Monte Carlo N-Particle Transport Code - version 4B*, 1-190, (1997).
- [15] X-5 Monte Carlo Team, *MCNP: A general Monte Carlo N-Particle Transport Code - version 5*, 1-340, (2003).
- [16] E. J Meeuwsen, P. Stoop, H. Bijwaard, *Kwaliteitsborging ter optimalisatie van de patiëntdosis in de interventieradiologie*, rivm rapport 300080002/2007, 1-30, (2007).
- [17] C. Wernli, *Refresher Course RC-3b, External Dosimetry: Operational Quantities and their Measurement*, 11th International Congress of the International Radiation Protection Association (IRPA), Madrid, 1-9, (2004).
- [18] G. Dietze, K. Eckerman, H. Menzel, J. Stather, C. Streffer, *Updated draft after public consultation, Basis for dosimetric quantities used in radiological protection (Annex B of Main Recommendations)*, International Commission on Radiological Protection, committee 2, 8-38 + 43, (2006).
- [19] H. Thierens, *Stralingsdosimetrie*, Universiteit Gent, (2010).

- [20] X. G Xu, W. D. Reece, *Sex-specific tissue weighting factors for effective dose equivalent calculations*, Health Physics, volume 70 number 1, 81-86, (januari 1996).
- [21] M. Zankl, G. Drexler, *Some critical remarks on the use of sex-specific tissue weighting factors for effective dose equivalent calculations*, Health Physics Society, 486-487, (1997).
- [22] International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 60, Pergamon, (1991).
- [23] International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP: Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures*, ICRP Publication 85, Pergamon, (2000).
- [24] European Integrated Project MAESTRO, *www.maestro-research.org*, Methods and Advanced Equipment for Simulation and Treatment in Radio Oncology, (2010).
- [25] Oxford University, *Radiation Protection Dosimetry*, <http://rpd.oxfordjournals.org/content/early/2007/05/20/rpd.ncm067/F3.expansion>, (2011).
- [26] L. Struelens, *optimization of patient doses, linked to image quality, in vascular radiology*, VUB, SCK•CEN, (2004).
- [27] SCK•CEN, *Welkom bij de dienst dosimetrie van het SCK*, <http://www.sckcen.be/dosimetry/nl/index.htm>, (2010).
- [28] Nuclear Research and consultancy Group (NRG), *Toelichting persoonsdosimetrie*, b-08-033, (2010).
- [29] Universiteit Antwerpen, *Deel 1: Dosimetrie*, http://www.ua.ac.be/main.aspx?c=*pbw&n=14617, (2010).
- [30] Tld poland, *LiF:Mg,Ti THERMOLUMINESCENT PHOSPHOR & PELLETS*, <http://www.tld.com.pl/tld/mts.html#m>, (2011).
- [31] Softwarepakket mcnp-x versie 2.5.0.
- [32] H. Janssens, *Medische dosimetrie*, 4 Ind. Ing. MNt Medisch Nucleaire Technieken, code I 153 000012152, Xios Hogeschool, (2008).

- [33] Kenneth S. Krane, *Introductory Nuclear physics*, second edition, John Wiley & Sons, 202, (1988).
- [34] Arcelor Mittal, *Sikkel kiest voor een zinklaag met uitstraling ...*, http://www.arcelormittal.com/gent/prg/selfware.pl?id_sitemap=100&language=nl, (2010).
- [35] James Wittke, *Glossary A*, <http://www4.nau.edu/meteorite/meteorite/book-glossarya.html>, (2010).
- [36] Invision Power Board, *Physics and technology discussion forum*, <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/quantum/imgqua/compton.gif>, (2010).
- [37] Kenneth S. Krane, *Introductory Nuclear physics*, second edition, John Wiley & Sons, p. 200, (1988).
- [38] J. K. Shultis, R. E. Faw, *An MCNP Primer*, Dept. of Mechanical and Nuclear Engineering Kansas State University, 1-40, (2006).
- [39] Pawel Olko, *Microdosimetric modelling of physical and biological detectors*, The Henryk Niewodniczański Institute of Nuclear Physics, (2002).
- [40] Nele De Belie, R. E. Faw, *Waarschijnlijkheidsrekening en statistiek*, Universiteit Gent - departement ingenieurswetenschappen, (2007).
- [41] V. Taranenko, M. Zankl, H. Schlattl, *Voxel phantom setup in MCNPX*, *American Nuclear Society Topical Meeting in Monte Carlo*, Chattanooga, 1-5, (april 2005).
- [42] White Rock Science, *Moritz Geometry Tool: An interactive Editor/Viewer for MCNPX & MCNP*.
- [43] R. Kramer, J.W. Vieira, H.J. Khoury, F.de Andrade Lima, *MAX meets ADAM: a dosimetric comparison between a voxel-based and a mathematical model for external exposure to photons*, *Physics in Medicine and Biology*, no. 49, pp. 887-910, (2004).
- [44] H. Schlattl, M. Zankl, N. Petoussi-Henss, *Organ dose conversion coefficients for voxel models of the reference male and female from idealized photon exposures*, *Physics in Medicine and Biology*, no. 52, pp. 2123-2145, (2007).
- [45] R. Kramer, J.W. Vieira, H.J. Khoury, F.R.A. Lima, D. Fuelle, *All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry*, *Physics in Medicine and Biology*, no. 48, pp. 1239-1262, (2003).

- [46] M. Zankl, N. Petoussi-Hens, U. Fill, D. Regulla, *Organ dose conversion coefficients for external photon irradiation of male and female voxel models*, Physics in Medicine and Biology, no. 47, pp. 2367-2385, (2002).
- [47] Fedarale Overheidsdienst Werkgelegenheid, Arbeid en Sociaal Overleg, *Persoonlijke Beschermingsmiddelen (PBM)*, http://www.werk.belgie.be/detaila_z.aspx?id=1322, (2010).
- [48] Z & Z Medical, Inc, Your Source for Medical Imaging Supplies, *Bar-Ray Stretch Back Reverse Wrap X-Ray Lead Apron*, <http://www.zzmedical.com/zencart/barray-stretch-back-reverse-wrap-xray-lead-apron-p-826.html?zenid=c99103eaa87c5161dfd3468de17f4464>, (2010).
- [49] Praxisdienst, *Röntgenbescherming schildklier*, <http://www.praxisdienst.nl/nl/Diagnostiek/Vakspecifieke+diagnostiek/Roentgen+benodigdheden/Roentgenbescherming/Roentgenbescherming+schildklier.html>, (2010).
- [50] ir. jessica Pages, *Calculation of staff doses in complex radiological examinations*, Belgian Nuclear Higher Education Network, (2005).
- [51] International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP: The Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 103, Permagon, (2007).
- [52] I. Clairand, J.-M. Vordy, J. Daures, J. Debroas, M. Denozière, L. Donadille, M. Ginjaume, C. Itié, C. Koukorava, S. Krim, A.-L. Lebacq, P. Martin, L. Struelens, M. Sans-Mercé, M. Tomic, F. Vanhavere, *Active personal dosimeters in interventional radiology: testes in laboratory conditions and in hospitals*, Radiation Protection Dosimetry, vol. 144, no. 1-4, pp. 453-458, (24 december 2010).
- [53] S. D. King, F. W. Spiers, *Photoelectron enhancement of the absorbed dose from x rays to human bone marrow: experimental and theoretical studies*, Br. J. Radiol., vol. 58, pp. 345-356, (1985).
- [54] Joey Huston, *The Compton Effect*, course webpage: http://www.pa.msu.edu/~huston/phy192_s08/, 2011.
- [55] Frits van der Meer, *Afbeeldingskwaliteit van röntgendiagnostische systemen - Gereedschappen voor de klinische fysische praktijk*, Erasmus Universiteit Amsterdam, 1997.

- [56] Machinist-Materials, *Plastics Comparison Table*, http://www.machinist-materials.com/comparison_table_for_plastics.htm, 2011.
- [57] NIST - Physical Measurement Laboratory, *Composition of POLY-TETRAFLUOROETHYLENE (TEFLON)*, <http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=227>, 2011.
- [58] K. Cranley, B. J. Gilmore, G. W. A. Fogarty, L. Desmonds, *Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data*, The Institute of Physics and Engineering in Medicine, Report No78, (1997).
- [59] ORAMED, *Optimization of the use of active personal dosimeters in interventional radiology (Work Package 3)*, Deliverable 3.1: Report on systematic studies on APDs in laboratory conditions and in real conditions, Hoofdstuk2, (2010).
- [60] ORAMED, *Eye-Lens Dosimetry, A new Monte Carlo approach to define the operational quantity $H_p(3)$* , (2010).
- [61] D. B. Pelowitz, *MCNP-X use's Manual version 2.5.0.*, D-5 MCNP-X Development Team Leader ORNL/RSICC, 1-187, (2005).
- [62] Indiamart, *Art/Rando Phantoms*, <http://www.indiamart.com/company/620141/products.html>, (maart 2011).
- [63] Wikipedia, *Nauwkeurigheid en precisie*, <http://nl.wikipedia.org/wiki/precisie>, (2010).
- [64] Urania, *De Big Bang theorie voor het ontstaan van het heelal*, <http://www.uranial.be/sterrenkunde/kosmologie/bigbang.php>, (2010).
- [65] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt, John M. Boone, *The essential physics of medical imaging*, second edition, Lippencott Williams & Wilkins, 21-48 97-144, (2002).
- [66] Robert Redus, *charge Trapping in XR-100T-CdTe and -CZT Detectors Application Note (ANCZT-2 Rev. 3)*, http://www.amptek.com/cdte_12.png, april 2011.

Lijst van figuren

1.1	Verband dosis en ernst van deterministische schade. [1]	2
1.2	Verband tussen stochastische en deterministische schade en de dosis. [3] . .	3
1.3	ICRU-slab fantoom (links), mathematisch MIRDO-5 fantoom (midden) [12], Male Adult voXel (MAX) fantoom (rechts) [13].	7
2.1	Verband tussen radiologische protectie- en operationele grootheden en fysische grootheden. [9]	11
2.2	Air kerma is gelijk aan het quotient van de oorspronkelijke kinetische energie van alle secundaire geladen deeltjes, vrijgemaakt door onrechtstreeks ioniserende straling in een volume element lucht. [19]	16
2.3	Foto van LiF:Mg,Ti (links) en LiF:Mg,Cu,P (rechts) TLD's	17
2.4	Werkingsprincipe van een TLD. Invallende ioniserende straling genereert vrije ladingsdragers.(1) Elektronen worden ingevangen in elektron traps (bestralingsfase).(2) Als gevolg van opwarming worden elektronen uit de traps vrijgelaten. De energie van het defect stemt overeen met de toegevoegde thermische energie.(3) Elektronen recombineren met gaten in recombinatiecentra waarbij het TL-signaal onder de vorm van fotonen uitgezonden wordt (uitleesfase).(4) [24]	18
2.5	De thermoluminescente (TL) intensiteit in functie van de temperatuur (gloeicurve) voor een LiF:Mg,Ti kristal. [25]	19
2.6	Persoonsdosimeter van SCK•CEN. [27]	20
2.7	De onderdelen waaruit een TL dosimeter is opgebouwd. [28]	21
2.8	Foto uitleestoestel Automatic TLD Reader 4000 gehanteerd door SCK•CEN.	22
3.1	Fotoninteracties en hun werkgebieden. [33]	31
3.2	Foto-elektrische absorptie. [34]	31
3.3	Auger effect. [35]	32
3.4	Compton verstrooiing. [36]	33
3.5	Structuur van invoerbestand in MCNP-X. [38]	38

3.6	Voorbeeld van de vorming van cellen met behulp van oppervlakken. [38] . . .	39
3.7	Tweedimensionale visualisatie van de opbouw van de driedimensionale rij van weefsel-identificatienummers. [42]	47
4.1	Het mannelijk volwassen mathematisch fantoom ADAM: lateraal en frontaal aanzicht. [43]	49
4.2	Frontaal (links) en lateraal (rechts) aanzicht van het skelet en de inwendige organen van het voxel fantoom MAX. [43]	51
4.3	Driedimensionaal beeld van het Male Adult voXel (MAX) fantoom.	52
4.4	Tweedimensionaal beeld van het hoofd van het MAX fantoom waarbij de verschillende voxels en de bijhorende identificatienummers zichtbaar zijn in de detailweergave van de neus. [42]	52
4.5	Bar-Ray Stretch Back Reverse Wrap X-Ray Lead Apron. [48]	56
4.6	Röntgenbescherming schildklier. [49]	57
4.7	MAX fantoom met de dosimeters (links en midden) en zonder de dosimeters (rechts). [42]	59
4.8	Gat in de schildklierbeschermer van het MAX fantoom. (links) Gedetailleerde uitvergroting van de orgaan- of weefsel-identificatienummers ter hoogte van de opening in het lood voor (midden) en na de correctie (rechts). Lood heeft een identificatienummer 224, 200 is lucht. [42]	60
4.9	Gat in de loden schort van het MAX fantoom. (links) Gedetailleerde uitvergroting van de orgaan- of weefsel-identificatienummers ter hoogte van de opening in het lood voor (midden) en na de correctie (rechts). Lood heeft een identificatienummer 208, 200 is lucht. [42]	60
4.10	Visuele controle van de dikte van de schildklierbeschermer. [42]	61
4.11	Gesimplificeerd voorbeeld van een rechthoekig volume dat gedefinieerd wordt ten opzichte van het oorspronkelijk assenstelsel en vervolgens met behulp van een transformatie naar de gewenste locatie verplaatst wordt. Dit volume wordt opgevuld met universe 2 dat niet (rechts) en wel (links) eenzelfde transformatie ondergaat als het algemeen volume. [31]	64
4.12	Driedimensionaal beeld van het Male Adult voXel (MAX) fantoom uitgebreid met een loden schort en schildklierbeschermer.	65
4.13	Doorsnede van de romp van het MAX voxel (boven) en het mathematisch ADAM (onder) fantoom. [43]	70
4.14	MAX fantoom, uitgebreid met persoonlijke beschermingsmiddelen, bestraald door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV in een AP geometrie. [42]	72

4.15	Effectieve dosis per eenheid air kerma in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 4.14.	72
4.16	Slab-fantoom, bedekt langs de voorzijde bedekt met een 0.05 cm dikke loden plaat, wordt in een AP geometrie bestraald door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV. [42]	74
4.17	Geabsorbeerde dosis per eenheid air kerma in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 4.16.	74
4.18	Orgaandosis (hersenen, dikke darm, longen, speekselklieren, spieren, restorganen) per eenheid air kerma in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 4.16.	76
4.19	Air Kerma in functie van de fotonenergie.	76
5.1	Schematische weergave van de rotationele symmetrie van medische beeldvormingstoestellen gebruikt in de interventionele radiologie (links). [23] . .	80
5.2	Verloop van de effectieve dosis per eenheid air kerma in functie van de fotonenergie.	87
5.3	De verhouding van $E/H_{p,slab}(10)$ en $E/H'(10)$ in functie van de fotonenergie voor verschillende geometrieën. [9]	88
5.4	ICRU slab fantoom met daarop de persoonsdosimeter van SCK•CEN bevestigd. (boven) AP bestraling door een mono-energetische plaatbron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV. (onder) [42]	90
5.5	Verloop van de effectieve dosis (E) per eenheid dieptedosis ($H_p(10)$) in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 5.4.	90
5.6	ICRU slab fantoom met daarop een loden schort en de persoonsdosimeter van SCK•CEN bevestigd. (boven) AP bestraling door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV. (onder) [42]	92
5.7	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 5.6 - boven.	92
5.8	ICRU slab fantoom met daarop de persoonsdosimeter van SCK•CEN en een loden schort bevestigd. (boven) AP bestraling door een mono-energetische parallelle bron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV. (onder) [42]	93
5.9	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in functie van de invallende fotonenergie voor de geometrie weergegeven in figuur 5.8.	94

5.10	Verloop van de effectieve dosis per eenheid dosis in functie van de fotonenergie, berekend volgens formules 5.2 en 5.3 in functie van de invallende fotonenergie.	95
5.11	Doorsnede van de nieuwe geometrie van detector C. [42].	97
5.12	Geometrie van de nieuwe dosimeter gepositioneerd op de loden schort van een ICRU slab fantoom. [42].	98
5.13	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor verschillende dikten van de loden filter.	99
5.14	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor een lood dikte van 0.5 en 0.3 mm.	100
5.15	Doorsneden van de nieuwe geometrie van detector C (onder) en een detailweergave van detector C met bijhorende filters voor de verschillende beschouwde situaties. [42].	101
5.16	Geometrie van de aangepaste dosimeter gepositioneerd op een 0.5 mm dik loden schort die op een ICRU slab fantoom ligt. [42].	102
5.17	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor de zes beschouwde situaties afgebeeld in figuur 5.15. De dikte van de loden filter is steeds gelijk aan 0.5 mm.	103
5.18	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor dosimeter geometrie met en zonder een 2 mm aluminium filter gepositioneerd tussen de TLD en respectievelijk een 0.5 mm en 0.3 mm loden filter.	104
5.19	Geometrie van de aangepaste dosimeter gepositioneerd op een 0.5 mm dikke loden schort die op een ICRU slab fantoom ligt. [42].	105
5.20	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor verschillende dikten van de aluminium filter.	106
5.21	Terugstrooiing afkomstig van het ICRU slab fantoom. [42].	107
5.22	Werkzame doorsnede voor compton strooiing in functie van de verhouding van de invallende fotonenergie en de rustenergie van een elektron (511 keV). [54].	108
5.23	Doorsnede van de nieuwe geometrie van detector C. [42].	109
5.24	Geometrie van de aangepaste dosimeter gepositioneerd op een 0.5 mm loden schort die op een ICRU slab fantoom ligt. [42].	109

5.25	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor een 1.6 cm PMMA, gepositioneerd achter TLD C.	110
5.26	Geometrie van de aangepaste dosimeter gepositioneerd op een 0.5 mm loden schort die op een ICRU slab fantoom ligt. [42]	111
5.27	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor verschillende dikten van de PMMA-laag.	112
5.28	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor vier verschillende dosimeter geometrieën: een 0.5 mm loden filter voor de TLD, een 0.5 mm loden filter voor en 8 cm PMMA achter de TLD, een 0.3 mm loden filter voor de TLD, een 0.3 mm loden filter voor en 8 cm PMMA achter de TLD.	114
5.29	Verloop van de effectieve dosis per eenheid dosis berekend met behulp van formules 5.5 (situatie 1), 5.6 (situatie 2), 5.7 (situatie 3) en 5.8 (situatie 4) in functie van de invallende fotonenergie. Curve bekomen met behulp van het dubbele dosimetrie algoritme dat gehanteerd wordt door SCK •CEN (formule 5.3, paragraaf 5.3.2) (situatie 5).	116
5.30	Doorsnede van de nieuwe geometrie van detector C. [42]	117
5.31	Geometrie van de aangepaste dosimeter gepositioneerd op een 0.5 mm dik loden schort die op een ICRU slab fantoom ligt. [42]	117
5.32	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor koper en teflon als extra filter.	118
5.33	Verhouding van de verzwakkingscoëfficiënt μ ten opzichte van zacht weefsel (w_d) in functie van de fotonenergie en μ_{Cu}/μ_{Al} : koper/ w_d (1), chroom/ w_d (2), titanium/ w_d (3), aluminium/ w_d (4), PMMA/ w_d (5) en koper/aluminium (6). [55]	119
5.34	Verloop van de effectieve dosis per eenheid gemeten dosis in detector C in functie van de invallende fotonenergie voor drie verschillende dosimeter geometrieën: een 0.3 mm loden filter voor de TLD, een 0.3 mm loden filter voor en 8 cm PMMA achter de TLD, een 0.3 mm loden filter voor en 8 cm teflon achter de TLD.	120

Lijst van tabellen

1.1	Dosislimieten. [4]	2
2.1	Weefsel gewichtsfactoren (w_T) van de ICRP publicatie 60. [22]	14
2.2	Weefsel gewichtsfactoren (w_T) van de ICRP publicatie 103. [23]	14
2.3	Specificaties van MTS-700 detectoren. [30]	24
3.1	Werkzame doorsneden fotoninteracties. [32] [19]	30
3.2	Overzicht MCNP-X commando's. [14]	41
3.3	Richtwaarden voor R voor 1 σ betrouwbaarheidsinterval. [38]	44
4.1	Organen en weefsels die expliciet gesimuleerd worden in het MAX fantoom en de overeenkomstige massa's. [45]	54
4.2	Oppervlakken van de loden schort en schildklierbeschermer voor en de na de verandering van de dikte van het lood.	62
4.3	Orgaan- en weefseldosissen samen met de weefsel gewichtsfactor (w_T) [9], effectieve dosis en absolute statistische fout (AF) voor een AP bestraling van het MAX fantoom door een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV.	67
4.4	Air kerma voor een AP bestraling met een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV.	67
4.5	Conversiefactor van verschillende organen en weefsels en/of van een totale lichaamsbestraling voor een AP bestraling van het MAX fantoom door een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV, overeenstemmende factoren uit ICRP publicatie 74 [9] en hun procentuele afwijkingen.	68
4.6	Conversiefactor van verschillende organen en weefsels en/of van een totale lichaamsbestraling voor een AP bestraling van het MAX fantoom door een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV en overeenstemmende factoren berekend door Schlattl et al [44].	71

4.7	Organen en weefsels die niet expliciet gesimuleerd worden in het MAX fantoom, hun benadering die gehanteerd wordt voor de berekening van de effectieve dosis in deze masterproef en de overeenkomstige massa's.	78
5.1	Typische parameters van X-stralenvelden die gebruikt worden in de interventionele radiologie. [52]	81
5.2	Weefsel gewichtsfactoren aanbevolen door ICRP publicatie 103. [51]	83
5.3	Orgaan- en weefseldosissen, de overeenkomstige weefsel gewichtsfactoren en de effectieve dosis berekend volgens de methode van ICRP publicatie 103 voor een AP bestraling van het MAX fantoom, uitgebreid met een lodenschort en schildklierbeschermer, door een mono-energetische parallelle bron met een energie van 120 keV.	86
5.4	Effectieve dosis in functie van de fotonenergie van het MAX fantoom, uitgebreid met persoonlijke beschermingsmiddelen, voor een AP bestraling met een mono-energetische plaatbron met een energie van achtereenvolgens 20, 40, 60, 80, 100 en 120 keV.	87
5.5	Samenvatting van de uitgevoerde MCNP-X simulatie voor het design van de dosimeter.	122

