

Dosimetrie van drie frequent aangevraagde CT-onderzoeken in België: multicentrische studie

Rapporteur:

M.Sc. DE ROO Bieke, Universitair Ziekenhuis Gent en Universiteit Gent

Leden van College:

Dr. BRYNS Peter, Dr. DEFOER Bert, Dr. DELCOUR Christian, Dr. DEVOS Daniel, Dr. DIVANO Luisa, Prof. GEVENOIS Pierre-Alain, Prof. GIELEN Jan, Dr. GRIETEN Martijn, Dr. GRYSPEERDT Stefaan, Dr. HENROTEAUX Denis, Dr. JORIS Jean-Paul, Dr. LEMORT Marc, Dr. SMEETS Peter, Dr. TACK Denis, Prof. VANDE BERG Bruno, Dr. VANFLETEREN Marc

Experts:

Prof. dr. ir. BACHER Klaus, Universiteit Gent

Prof. dr. VERSTRAETE Koenraad, Universitair Ziekenhuis Gent en Universiteit Gent

Met de medewerking van:

Dr. HOSTE Pieter, Universitair Ziekenhuis Gent

Dr. STICHELBAUT Nele

Inhoud

1. SAMENVATTING	3
2. INLEIDING	5
3. CT-TECHNOLOGIE	8
3.1. CT-acquisitie	8
3.2. Dosisreductietools	9
3.2.1. Protocoloptimalisatie	9
3.2.2. Modulatie van buisstroom en buisspanning	9
3.2.3. Reconstructiealgoritmes	10
4. PATIËNTENDOSIMETRIE	12
5. RISICOANALYSE	17
6. PROBLEEMSTELLING	19
7. METHODOLOGIE	21
7.1. Studiedesign	21
7.2. Deelnemende centra en patiënteninclusie	21
7.3. Datacollectie	22
7.4. Aanleg databank met technische parameters	23
7.5. Bepaling effectieve dosis E	23
7.5.1. CT-Expo	23
7.5.1. Collectieve effectieve dosis	25
7.5.2. k-factoren	26
7.6. Risicoanalyse	26
7.7. Statistische analyse	27
8. RESULTATEN	30
8.1. Studiepopulatie	30
8.2. CT abdomen - pelvis	31
8.2.1. Scanprotocol	31
8.2.2. CTDI _{vol}	33
8.2.3. DLP	33
8.2.4. Orgaandosissen	34
8.2.5. Effectieve dosis E	34
8.3. CT lumbale wervelzuil	35
8.3.1. Scanprotocol	35
8.3.2. CTDI _{vol}	36
8.3.3. DLP	37
8.3.4. Orgaandosissen	37

8.3.5.	Effectieve dosis E	38
8.4.	CT thorax – abdomen – pelvis (TAP)	38
8.4.1.	Scanprotocol.....	38
8.4.2.	CTDI _{vol}	40
8.4.3.	DLP	40
8.4.4.	Orgaandosissen	41
8.4.5.	Effectieve dosis E	41
8.5.	Collectieve effectieve dosis	42
8.5.1.	Steekproef	42
8.5.2.	Belgische populatie	43
8.6.	Effectieve dosis met behulp van k-factoren.....	44
8.7.	Gebruik van dosisreductietechnieken	46
8.7.1.	Buisstroommodulatie	46
8.7.2.	Iteratieve reconstructie	47
8.8.	Risicoanalyse	47
8.8.1.	Risico's bepaald met behulp van E	Fout! Bladwijzer niet gedefinieerd.
8.8.2.	Risico's bepaald met behulp van orgaandosissen	Fout! Bladwijzer niet gedefinieerd.
9.	DISCUSSIE	53
9.1.	Studiepopulatie	53
9.2.	Scanprotocollen.....	54
9.3.	Dosimetrie	55
9.3.1.	CTDI _{vol}	56
9.3.2.	DLP.....	57
9.3.3.	Orgaandosissen	57
9.3.4.	Effectieve dosis.....	58
9.3.5.	Collectieve effectieve dosis	60
9.3.6.	Vergelijking dosisdata 2011 en 2015.....	60
9.3.7.	Vergelijking bepaling E met behulp van CT-Expo en k-factoren	61
9.4.	Vergelijking met nationale DRLs.....	62
9.5.	Risicoanalyse	65
10.	CONCLUSIE.....	Fout! Bladwijzer niet gedefinieerd.
11.	REFERENTIES	70
12.	APPENDIX A	76
13.	APPENDIX B.....	78

1. SAMENVATTING

Achtergrond en doel van de studie

Sinds de introductie van *computed tomography* (CT) in de jaren 70 is het gebruik van deze beeldvormingsmodaliteit enorm toegenomen. Het stijgend gebruik tezamen met het mogelijke kleine gezondheidsrisico dat eraan gekoppeld is, heeft geleid tot verschillende initiatieven die als doel hebben om het gerechtvaardigd gebruik van CT te beklemtonen en de gebruikte dosis bij een CT-onderzoek zo laag mogelijk te houden. Deze dosimetriestudie is een uitbreiding op de studies 'Gebruik van aanbevelingen voor medische beeldvorming in België: multicentrische studie' en 'Gebruik van de aanbevelingen voor medische beeldvorming in België: multicentrische follow-up studie, 3 jaar na actieve campagne voor efficiënter gebruik van medische beeldvorming'. De oorspronkelijke studies hadden als doel de justificatie van beeldvormingsonderzoeken van het abdomen, lumbale wervelzuil en thorax - abdomen te bestuderen. **Het opzet van deze studie is nagaan of er een evolutie is in dosis van CT-onderzoeken van het abdomen - pelvis, lumbale wervelzuil en thorax - abdomen - pelvis (TAP) tussen 2011 en 2015.**

Methodologie

CT-data van het abdomen - pelvis, de lumbale wervelzuil en thorax – abdomen – pelvis werden retrospectief verzameld in 7 Belgische ziekenhuizen. Er werd zowel **beelddata van 2011 als 2015 gecollecteerd.** Effectieve dosis (E) wordt bepaald met behulp van CT-Expo en k-factoren. Via multilevel regressieanalyse wordt de evolutie van $CTDI_{vol}$, DLP en E tussen 2011 en 2015 beoordeeld. De collectieve effectieve dosis wordt eveneens bepaald met behulp van de bekomen gemiddelde E-waarden per onderzoek en het totaal aantal onderzoeken. Data van het RIZIV wordt aangewend om de gevonden resultaten te extrapoleren naar de Belgische populatie. Risicoanalyse gebeurt met behulp van de richtlijnen van ICRP 103 en het BEIR VII rapport.

Resultaten

Er wordt een significante daling ($p < 0,001$) waargenomen van $CTDI_{vol}$, DLP en E tussen 2011 en 2015 voor het abdomen – pelvis onderzoek en lumbale wervelzuil onderzoek. De daling van de gemiddelde E heeft geresulteerd in een daling van de collectieve effectieve dosis met 30 % voor de Belgische populatie voor het CT abdomen - pelvis onderzoek. Voor de CT Thorax-Abdomen-pelvis (TAP) kon een daling worden aangetoond van de parameters $CTDI_{vol}$, DLP en E tussen 2011 en 2015, die echter niet statistisch significant was. Voor de Belgische populatie is de collectieve effectieve dosis tussen 2011 en 2015 gestegen met 33 %, ten gevolge van een stijgend aantal TAP CT-onderzoeken en een beperkte daling van E per onderzoek. E bepaalt met behulp van k-factoren levert een E op die systematisch lager is dan E bepaalt met CT-Expo. De mogelijke gezondheidsrisico's die bepaald werden met behulp van de richtlijnen van ICRP 103 vertonen een daling tussen 2011 en 2015 voor de drie onderzoeken met 30 %, 31 % en 7 % voor de CT-opnames van respectievelijk het abdomen - pelvis, lumbale wervelzuil en TAP. Lifetime attributable risk (LAR) op kankerincidentie en -mortaliteit werden eveneens uitgevoerd met behulp van de richtlijnen in het BEIR VII rapport. De LAR voor kankerincidentie is tussen 2011 en 2015 gedaald met 22 %, 34 % en 37 % voor respectievelijk de CT-opname van het abdomen – pelvis, lumbale wervelkolom en TAP onderzoek. De LAR voor kankermortaliteit daalde met 15 %, 27 % en 19 % tussen 2011 en 2015 voor respectievelijk het CT abdomen - pelvis onderzoek, CT lumbale wervelkolom en CT TAP onderzoek.

Conclusie

Er is een **dalende evolutie van dosis** voor de Belgische populatie **tussen 2011 en 2015** voor de CT-opname van het abdomen - pelvis en lumbale wervelkolom. Voor het CT Thorax-Abdomen-Pelvis onderzoek kon ook een daling in de studiepopulatie worden aangetoond, maar deze kan niet worden veralgemeend naar de volledige populatie.

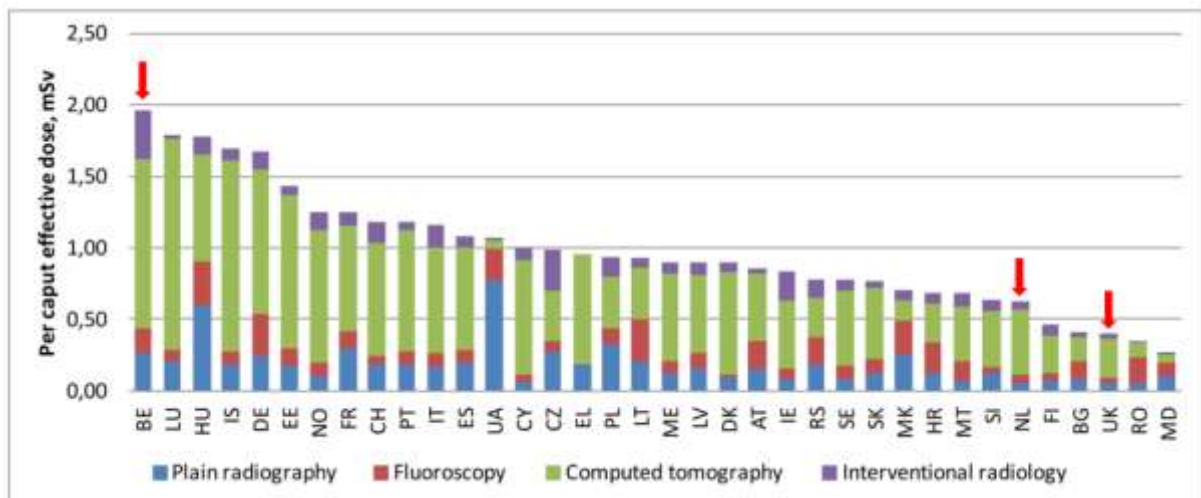
In de periode tussen 2011 en 2015 zijn wel degelijk inspanningen geleverd die geleid hebben tot deze dosisdaling. Bijkomende inspanningen, zoals verdere vernieuwing van het toestellenpark en de introductie van nieuwe dosisreductietechnieken, kunnen leiden tot een nog verdere dosisdaling.

De daling van de dosis heeft geleid tot een daling van het mogelijke gezondheidsrisico per onderzoek. Dit kon met verschillende risicoanalyses worden aangetoond. Bepaling van E met behulp van k-factoren laten toe om op een eenvoudige manier een ruwe schatting van E te maken.

2. INLEIDING

Het aanwenden van ioniserende straling in de medische beeldvorming is het laatste decennium enorm gestegen [1, 2]. Verschillende beeldvormingsmodaliteiten kenden een enorme technologische vooruitgang en nieuwe technieken werden geïntroduceerd. Zo is *computed tomography* (CT) geëvolueerd van een traag, niet gebruiksvriendelijk toestel waarmee alleen hersenopnames konden gemaakt worden naar een applicatie waarmee het volledig menselijk lichaam op enkele seconden gevisualiseerd kan worden [3]. Het gebruik van ioniserende straling is echter niet zonder risico en talrijke studies hebben dit reeds intensief bestudeerd [4–8].

Het stijgend gebruik heeft geleid tot verschillende initiatieven die als doel hebben om het aantal procedures die gebruik maken van ioniserende straling en de geassocieerde dosissen duidelijk in beeld te brengen [9–11]. Zo werd in 2011 het *Dose Datamed 2* (DDM2) project gelanceerd door de Europese Commissie, waarbij de patiënt- en populatiedosis en frequenties van radiologische procedures werden onderzocht in 36 Europese landen. Er werd aangetoond dat **België de grootste gemiddelde effectieve dosis per hoofd** te wijten aan medische blootstellingen heeft van de verschillende deelnemende Europese landen. Met een gemiddelde effectieve dosis van bijna 2 mSv per hoofd heeft België een stralingsbelasting voor de populatie die driemaal hoger is dan Nederland en vijfmaal groter dan het Verenigd Koninkrijk (Figuur 1) [10].



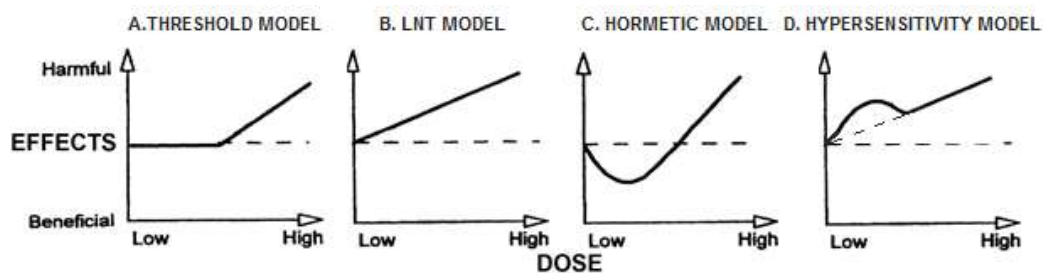
Figuur 1: Effectieve dosis per hoofd voor verschillende landen. De relatieve bijdrage van 4 verschillende modaliteiten wordt getoond [10].

Voornamelijk het **toenemend gebruik van de beeldvormingsmodaliteit CT** is een belangrijke zorg [2, 12]. Volgens data van het RIZIV werden in 2011 98 394 CT-onderzoeken van de regio thorax – abdomen aangevraagd in België. In 2015 liep dit aantal op tot 158 382, wat correspondeert met een stijging van bijna 40 %. Deze stijging is een rechtstreeks gevolg van de huidige gebruiksvriendelijkheid van CT (onder meer korte scantijden), zijn grote diagnostische waarde en de beperking van het aantal MR-toestellen in België [12, 13].

De onrust die veroorzaakt wordt door het stijgend aantal CT-opnames is grotendeels het resultaat van de relatief hoge dosis die gepaard gaat met CT [12]. Een klassieke röntgenopname van het abdomen levert een gemiddelde dosis van 0,7 mSv, terwijl een CT-opname van dezelfde regio voor een tienvoud van deze dosis zorgt [1]. Een typische dosis

bij CT-procedures varieert tussen 2 en 10 mSv. Gespecialiseerde onderzoeken of onderzoeken waar verschillende opnames gemaakt worden zoals bij contrast-CT kunnen de dosis opdrijven tot 15 – 40 mSv [1, 13]. Gezondheidsrisico's worden echter pas onbetwistbaar aangetoond in epidemiologische studies bij acute blootstelling aan dosissen vanaf 100 mSv. Hoewel CT dus binnen de medische beeldvorming *relatief* zorgt voor een hoge dosis, *absoluut* gezien is de stralingsbelasting van een CT-onderzoek laag [13]. Zelfs bij een hoog dosis radiologisch onderzoek zoals CT is het risico voor het individu klein [12].

Voor dosissen gelegen onder de 100 mSv bestaat er nog geen consensus wat nu juist de mogelijke effecten zijn [14]. Biologische effecten veroorzaakt door ioniserende straling kunnen worden onderverdeeld in twee categorieën, namelijk deterministische en stochastische effecten. Bij deterministische effecten treedt er weefselschade op door het afsterven van een groot aantal cellen. Deze effecten manifesteren zich pas boven een bepaalde drempelwaarde: er moeten voldoende cellen afsterven om de weefselschade klinisch waar te nemen. Vanaf deze drempelwaarde neemt de ernst van de weefselschade toe met de dosis (Figuur 2 - links) [15, 16]. Bij de lage dosissen die gepaard gaan met diagnostische CT-onderzoeken is weefselschade echter uitzonderlijk en is voornamelijk het **mogelijks optreden van stochastische effecten een zorg** [17]. Deze effecten omvatten de inductie van kanker en het optreden van genetische aandoeningen bij het nageslacht. Over het optreden van deze stochastische effecten bij lage dosissen bestaat er nog heel wat discussie [18–20].



Figuur 2: Mogelijke relaties tussen dosis en gezondheidsrisico's. De stralingsdosis wordt weergegeven op de x-as, op de y-as worden de mogelijke gezondheidsrisico's getoond. (A) Threshold model: er treedt pas schade op vanaf een bepaalde drempelwaarde. (B) LNT model: bij elke blootstelling, hoe klein ook, is er een mogelijk gezondheidsrisico. (C) Hormesis model: bij lage dosissen is blootstelling aan ioniserende straling heilzaam, pas vanaf een bepaalde drempelwaarde is de dosis schadelijk. (D) Hypersensitiviteit model: in naburige cellen wordt ook schade geïnduceerd door cel-cel interacties en vrijkomen van radicalen (bystander effect). Figuur aangepast uit [21].

Algemeen wordt door verschillende instanties, zoals bijvoorbeeld de *International Commission on Radiation Protection (ICRP)*, het **linear-no-threshold (LNT) model** aangenomen, die stelt dat het risico voor stochastische effecten, en dan voornamelijk de inductie van een maligniteit, stijgt bij elke stralingsblootstelling, hoe klein ook (Figuur 2 - B) [15]. Blootstelling aan ioniserende straling is volgens deze theorie bovendien cumulatief: hoe meer blootstelling, hoe groter het risico. Het LNT model is grotendeels gebaseerd op de hoge dosis data van de overlevenden van de atombommen op Hiroshima en Nagasaki. De overlevenden werden verschillende jaren opgevolgd en de kankerincidentie en mortaliteit werden geregistreerd en nadien geëxtrapoleerd naar het laag dosis gebied om ook daar de risico's te kunnen kwantificeren [22]. Er is veel controverse rond het gebruik van het LNT model omdat dit bepaalde biologische mechanismes niet mee in rekening brengt [22–24]. Cellulaire veranderingen als een gevolg van lage dosis stralingsblootstelling verschillen van deze bij een hoge dosis. Bij lage dosissen beschermen de cellen zichzelf met behulp van *DNA repair* mechanismes en verscheidene antioxidant *pathways* waardoor er mogelijks geen blijvende schade optreedt en blootstelling dus ook geen risico inhoudt. Bovendien wordt er bij naburige cellen eveneens een beschermend effect opgemerkt, wat bekend staat als de adaptieve respons. Sommige aanhangers van deze theorie gaan zelf verder en verklaren dat een lage

dosis ioniserende straling een positief effect heeft en eveneens bescherming biedt tegen andere carcinogene factoren [21, 25]. Deze hypothese wordt de hormesis theorie (Figuur 2 – C) genoemd en verscheidene studies beweren deze hypothese bevestigd te hebben [26]. Vanaf een bepaalde drempelwaarde wordt volgens deze theorie wel opnieuw schade waargenomen en in het hoog dosis gebied zal de relatie tussen blootstelling en risico opnieuw een lineair verloop hebben [27]. Een studie van Beels et al. toonde daarentegen aan op basis van DNA onderzoek dat het LNT model de risico's bij lage dosissen mogelijk onderschat [6]. In het lage-dosis hypersensitiviteitsmodel wordt in de naburige cellen ook stralingsschade geïnduceerd door cel-cel interacties en vrijkomen van radicalen (bystander effect) (Figuur 2 – D).

Tot op heden zijn er geen grote epidemiologische studies die één van de mogelijke theorieën onbetwistbaar kon bewijzen. De tot nu toe uitgevoerde studies hebben elk hun methodologische beperkingen, zoals bijvoorbeeld onnauwkeurige dosisbepalingen of bias als gevolg van *confounding* factoren die moeilijk uit te schakelen zijn. Om dergelijk bewijs te kunnen leveren zijn enorme epidemiologische studies nodig met een cohort van miljoenen mensen om het mogelijke kleine risico te kunnen aantonen met een voldoende kleine foutmarge, waardoor dit risico te onderscheiden is van het *baseline* kankerrisico [13, 19, 28, 29]. Hoewel het LNT model niet bewezen is, vormt het tot op heden een voorzichtige en robuuste basis voor de wetgeving en richtlijnen inzake radioprotectie.

Radioprotectie bij de medische beeldvorming berust op een aantal basisprincipes. Allereerst is de **justificatie** van de procedure een belangrijk aspect. Een onderzoek moet altijd klinisch geïndiceerd zijn en het diagnostisch of therapeutisch voordeel van de procedure moet steeds groter zijn dan het potentieel geassocieerd gezondheidsrisico [30]. Wanneer een onderzoek klinisch is aangewezen, is het vervolgens belangrijk dat de blootstelling aan ioniserende straling steeds zo laag mogelijk gehouden worden. Dit staat bekend als het **ALARA principe**, 'as low as reasonably achievable' en is naast justificatie een tweede belangrijk onderdeel van radioprotectie binnen de medische beeldvorming. De gebruikte dosis moet wel nog een voldoende goede beeldkwaliteit opleveren die de gewenste diagnostische informatie kan geven [31, 32]. Medische blootstellingen in de context van diagnostiek of therapie zijn niet onderhevig aan dosislimieten, deze zouden immers de patiëntenzorg in gedrang kunnen brengen [33]. In het kader van de optimalisatie van medische beeldvormingsprocedures werd in publicatie 73 van de ICRP **diagnostische referentieniveaus** (DRLs) geïntroduceerd. De implementatie van DRLs dient als benchmark om uitzonderlijke hoge dosissen te kunnen detecteren. Zoals gedefinieerd in publicatie *Radiation Protection 109* wordt de DRL op het 75^{ste} percentiel van een dosisdistributie over een patiëntengroep gelegd [31]. Het Federaal Agentschap van Nucleaire Controle (FANC) voert periodieke dosimetriestudies uit om deze DRLs in België te bepalen. Voor CT worden de DRLs jaarlijks geüpdatet. Voor de mammografie, conventionele en interventionele radologie is dit driejaarlijks. Wanneer de gemiddelde dosis van een centrum deze grens overschrijdt, kan dit een trigger zijn om de gebruikte procedures verder te optimaliseren [34]. Er zijn reeds grote inspanningen geleverd om de stralingsbelasting resulterend van CT-opnames verder te **optimaliseren**. Verschillende **dosisreductietools** zoals buisstroombmodulatie of iteratieve reconstructie zijn ondertussen wijd verspreid en helpen de dosis steeds zo laag mogelijk te houden met behoud van de nodige beeldkwaliteit.

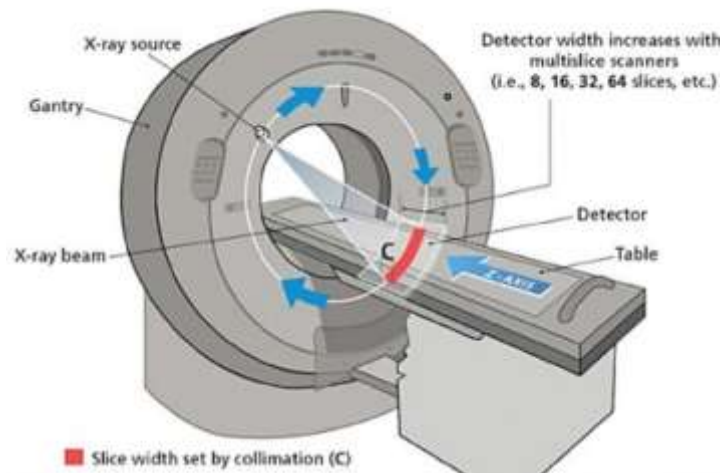
ACHTERGROND

- België heeft de **grootste stralingsbelasting voor de populatie** in Europa
- De beschikbare wetenschappelijke gegevens geven geen uitsluitend over het model om kankerrisico's te kwantificeren na blootstelling aan lage dosis ioniserende straling is
- Wetgeving omtrent radioprotectie is momenteel gebaseerd op het *linear-no-threshold* model en steunt op volgende principes:
 - Justificatie
 - ALARA
 - Optimalisatie

3. CT-TECHNOLOGIE

3.1. CT-acquisitie

CT is een veelgebruikte technologie die op een **niet-invasieve** manier het menselijk lichaam *in vivo* in beeld kan brengen. De röntgenbuis maakt een circulaire beweging in de donutvormige *gantry* terwijl de tafel simultaan een translatie beweging maakt langs de z-as. Dit wordt geïllustreerd in Figuur 3. Deze manier van scannen staat bekend als **spiral** of **helical CT** en is de huidige standaard. De waaivormige röntgenbundel (*fan-beam*) wordt tot stand gebracht door verschillende collimatoren en valt, na doorgang door de patiënt, in op de detectoren, die zich eveneens in de *gantry* bevinden. De huidige CT-toestellen hebben verschillende detectorrijen, waardoor meerdere snedes op hetzelfde moment gevisualiseerd kunnen worden [35].



Figuur 3: Een CT-toestel bestaat uit een donutvormige gantry waarin de röntgenbuis en detectoren zich bevinden. Bij een helicale opname ligt de patiënt op de tafel die een translatiebeweging maakt doorheen de gantry terwijl de röntgenbron hierin verschillende rotaties maakt.

De röntgenbundel valt langs verschillende richtingen in op het lichaam en wordt hierdoor geattenuëerd. Na doorgang valt de bundel in op de detectoren en met behulp van een mathematisch algoritme wordt deze ruwe data gebruikt om **digitale beelden van axiale snedes** te reconstrueren [36]. Een driedimensionale snede wordt uiteindelijk weergegeven als een tweedimensionale beeld dat bestaat uit verschillende *picture elements* (**pixels**). Het aantal pixels in het beeld komt overeen met een gelijk aantal *volumetric elements* (**voxels**) in de snede. Met behulp van het **reconstructiealgoritme** wordt per voxel de gemiddelde lineaire attenuatiecoëfficiënt μ bepaald. Aan de hand van deze waarden wordt per pixel een

CT-nummer berekend. Deze nummers worden uitgedrukt als **Hounsfields units (HU)**. Er wordt aan elk CT-nummer een grijswaarde toegekend, waardoor een digitaal beeld ontstaat dat bestaat uit verschillende tinten grijs, variërend van wit tot zwart.

3.2. Dosisreductietools

De laatste jaren zijn er heel wat inspanningen geleverd om de dosis bij CT zo laag mogelijk te houden. Scanprotocollen werden geoptimaliseerd en parameters zoals buisspanning, buisstroom en pitch worden aangepast naargelang de patiënt of de gewenste beeldkwaliteit. Verschillende dosisreductietools hebben hun intrede gedaan, zoals onder meer buisstroommodulatie, buisspanningmodulatie en het gebruik van alternatieve algoritmes voor beeldreconstructie. Bij dosisoptimalisatie is het einddoel steeds een zo laag mogelijke dosis gebruiken om tot de gewenste diagnostische informatie te komen. Beeldkwaliteit is een parameter die steeds betrokken moet worden in dit proces [37].

Belangrijk om op te merken is dat de aanwezigheid van dosisreductie tools alleen niet voldoende is. Het complete team moet ook opgeleid worden om deze tools correct te gebruiken en toe te passen [37]. Verschillende leden van het radiologie team, i.e. radiologen, technologen en fysici moeten samenwerken om tot een geoptimaliseerd gebruik van de tools te komen.

3.2.1. Protocoloptimalisatie

Idealiter wordt het gebruikte scanprotocol steeds aangepast aan de individuele patiënt en de specifieke klinische vraag. Voor de beeldvorming van een obese patiënt bijvoorbeeld moet de buisspanning hoger zijn dan voor een slanke patiënt om tot dezelfde beeldkwaliteit te komen. Daarnaast moet de omvang van de gescande regio steeds afgestemd worden op de klinische vraag. Bijvoorbeeld voor het opvolgen van een patiënt met longmetastasen is het niet nodig om de volledige romp te scannen, thorax en bovenbuik is voldoende. Hierdoor wordt de dosis voor de patiënt sterk gereduceerd en liggen bepaalde stralingsgevoelige organen niet in de primaire stralingsbundel. Eveneens het aantal acquisities wordt bepaald door de klinische vraag. Er moet steeds afgewogen worden of het wel nodig is dat er zowel een blanco reeks gescand wordt als verschillende reeksen met contrast [2, 37]. Er wordt de laatste jaren bijzondere aandacht gegeven aan de optimalisatie van scanprotocollen bij pediatrie patiënten. De *Image Gently* campagne bijvoorbeeld werd gelanceerd door de *Alliance for Radiation Safety in Paediatric Imaging* en legde specifiek de nadruk op dosisreductie mogelijkheden bij de beeldvorming van kinderen. Zeker bij deze subpopulatie is het belangrijk dat er geen standaard protocollen aangewend worden, maar dat de instellingen van het toestel en de omvang van de scan speciaal aangepast worden aan het kind [38]. Het is immers zo dat pediatrie patiënten gemiddeld drie maal stralingsgevoeliger zijn dan volwassenen [39]. Deze aanpassingen kunnen een grote impact hebben op de patiëntendosis, maar vragen medewerking van het volledig team op de dienst radiologie.

3.2.2. Modulatie van buisstroom en buisspanning

Buisstroommodulatie of *tube current modulation* (TCM) wordt gekenmerkt door het aanpassen van de buisstroom naargelang de attenuatie in de patiënt. Initieel wordt een topogram of een overzichtsbeeld genomen en op basis van de bekomen attenuatiecoëfficiënten zal de buisstroom zich gedurende de opname aanpassen afhankelijk van de positie van de X-stralenbuis ten opzichte van de patiënt. Bij zones waar de attenuatie laag is, zal de buisstroom eveneens lager liggen, wat resulteert in een lagere stralingsdosis en dit zonder de uiteindelijke beeldkwaliteit te beïnvloeden [2, 39]. De techniek kan leiden tot een significante daling van de dosis [40, 41]. Er moet wel zorg besteed worden aan het juiste gebruik van deze applicatie. Verschillende factoren kunnen de werking van TCM beïnvloeden en een goede set-up is

noodzakelijk om een dosis reducerend effect te garanderen. Een verkeerde positionering van de patiënt bijvoorbeeld kan namelijk zorgen dat de dosis juist hoger zal zijn [2, 42].

Recent wordt ook meer aandacht besteed aan de gebruikte buisspanning. Voor een optimale buisspanning te selecteren kan eveneens gebruik worden gemaakt van de attenuatie-informatie die beschikbaar is van het topogram. Wanneer de buisspanning kan gereduceerd worden van 120 kVp naar 100 kVp, daalt de dosis met ongeveer 33 %. Voornamelijk kinderen hebben baat bij gebruik van deze techniek. Door hun kleinere lichaamsgestalte gaat er weinig of geen diagnostische informatie verloren door te scannen bij een lagere buisspanning dan de traditionele 120 kVp [2, 43, 44].

3.2.3. Reconstructiealgoritmes

Klassiek wordt voor datareconstructie gebruik gemaakt van *filtered back projection* (FBP). Dit algoritme is in staat om op een snelle manier beelden te reconstrueren met een voldoende goede beeldkwaliteit. Wanneer de *fan-beam* langs verschillende richtingen op het lichaam invalt, wordt er aan de detector per positie een projectie gegenereerd. Deze projecties of metingen van de gemiddelde attenuatiecoëfficiënt langs dat pad, worden tijdens de beeldreconstructie opnieuw gelijkmatig uitgesmeerd in dezelfde richting als tijdens de datacollectie. Dit wordt *backprojection* genoemd. Wanneer alle projecties op deze manier terug geprojecteerd zijn ontstaat er echter een wazig beeld. Om dit te corrigeren wordt de verworven data eerst gefilterd voor de *backprojection*. De verschillende projecties ondergaan verschillende wiskundige bewerkingen waardoor de resolutie van het uiteindelijke beeld veel beter zal zijn. Bij FBP kunnen de filters gekozen worden afhankelijk van de diagnostische informatie die verkregen moet worden. *Soft filters* zijn uitstekend om zachte weefsels te visualiseren, terwijl *sharp filters* worden aangewend voor botstructuren [45].

Door de toename van de computationele kracht van CT-toestellen wordt deze methode intussen meer en meer vervangen door iteratieve varianten. Iteratieve reconstructie zorgt voor een betere beeldkwaliteit door een verlaagd ruisniveau en een beter contrast. Bovendien kan een gelijkaardige beeldkwaliteit bekomen worden met een lagere stralingsdosis [46]. Bij iteratieve reconstructie wordt het initieel beeld gevormd door FBP, maar het beeldreconstructieproces wordt nog verschillende keren herhaald om de bekomen beeldkwaliteit nog verder te optimaliseren. Naast *backprojection* ondergaat het oorspronkelijke beeld ook nog verschillende *forward projections* waarbij het CT-beeldvormingsproces gesimuleerd wordt en het beeld opnieuw wordt omgezet naar de ruwe data of de initiële projecties. Deze data wordt vergeleken met de oorspronkelijke projecties en kleine aanpassingen worden doorgevoerd aan het beeld, waardoor dit steeds verder geperfectioneerd wordt. Dit proces wordt een aantal keer herhaald, tot een bepaald aantal iteraties is bereikt of tot wanneer de verschillen tussen beide datasets voldoende klein zijn [47, 48]. Verschillende fabrikanten hebben reeds verscheidene reconstructiealgoritmes op de markt gebracht en bij elke nieuwe versie is de reconstructietijd korter, de beeldkwaliteit beter en de vereiste dosis lager [36].

CT TECHNOLOGIE

- CT is een technologie die gepaard gaat met een **relatief hoge stralingsdosis** voor de patiënt
- Er zijn verschillende manieren en technieken die helpen om deze **dosis zo laag mogelijk** te houden
 - Protocoloptimalisatie
 - Het toepassen van buisstroommodulatie en buisspanningmodulatie
 - Het gebruik van alternatieve reconstructiealgoritmes

4. PATIËNTENDOSIMETRIE

Er zijn verschillende grootheden die aangewend worden in de stralingsdosimetrie. Bij de medische beeldvorming is hoofdzakelijk de link tussen de stralingsblootstelling en biologische effecten van belang. Verschillende grootheden werden hiervoor gedefinieerd.

De blootstelling aan ioniserende straling kan gekwantificeerd worden met behulp van de fysische grootheid **geabsorbeerde dosis (D)**. Deze grootheid is gedefinieerd als de energie neergezet in een bepaald volume (ϵ) gedeeld door de massa van dat volume (m) (Vergelijking (1)). De eenheid van geabsorbeerde dosis is Gray (Gy).

$$D = \frac{\epsilon}{m} \quad (1)$$

Afhankelijk van de massa, lading en energie, bestaan er verschillende types ioniserende straling. De types verschillen onderling in hun mogelijkheid om schade aan te richten in weefsel en dus kanker te induceren [49]. Zo zijn röntgenstralen (electromagnetische straling) minder schadelijk dan bijvoorbeeld dezelfde hoeveelheid α -stralen (He-kernen). Om deze factor mee in rekening te brengen werden de **stralingswegingsfactoren w_R** opgesteld [15]. Deze worden getoond in Tabel 1.

Tabel 1: Stralingswegingsfactoren w_R voor verschillende types ioniserende straling volgens ICRP 103 [15].

Stralingstype	w_R
röntgen- en γ -stralen	1
β^- en β^+ stralen	1
Neutronen	5-20
α -stralen	20

Het resultaat van de vermenigvuldiging van de geabsorbeerde dosis met de stralingswegingsfactor is de **equivalente dosis H** (Vergelijking (2)) met als eenheid Sievert (Sv).

$$H = w_R D \quad (2)$$

Bij röntgenstraling komt een blootstelling aan 1 Gy overeen met een stralingsbelasting van 1 Sv [49].

Bij de blootstelling aan ioniserende straling is voornamelijk de dosis in een bepaald orgaan of weefsel belangrijk. De **equivalente orgaandosis H_{org}** wordt dan ook gedefinieerd als de neergezette energie in een bepaald orgaan of weefsel (ϵ_{org}), vermenigvuldigd met de stralingswegingsfactor voor röntgenstralen en gedeeld door de massa van dat orgaan of weefsel (m_{org}) (Vergelijking (3)).

$$H_{org} = \frac{\varepsilon_{org} W_R}{m_{org}} \quad (3)$$

Het is niet mogelijk om rechtstreeks de neergezette energie in een orgaan of weefsel te meten. Op basis van een computationeel model van de patiënt en een model van de stralingsbron kunnen deze wel berekend worden met behulp van **Monte Carlo (MC) simulatie**, een mathematische techniek die de interacties van de fotonen met materie of weefsel zo goed mogelijk probeert te simuleren [2]. De onderzoeksgroep van Franck et al. heeft bijvoorbeeld voor 10 patiënten een individueel voxelmodel ontworpen om de orgaandosissen te bepalen [8]. Het opstellen van een anatomisch model voor elke individuele patiënt is echter tijdrovend en in de praktijk moeilijk haalbaar. Om deze reden wordt er gebruik gemaakt van standaard referentiemodellen waarvan de anatomie volledig gedefinieerd is. Vroeger werden hiervoor mathematische gestileerde modellen aangewend, maar in de laatste richtlijnen van de ICRP worden hiervoor voxelmodellen gebruikt. Deze modellen zijn gebaseerd op gesegmenteerde CT-beelden en zijn zodanig aangepast dat de volumes en massa's van de organen overeenkomen met de referentiewaarden uit publicatie 89 van ICRP [15, 50]. Er zijn software pakketten op de markt die toelaten om orgaandosissen te bepalen met behulp van referentiemodellen en MC simulaties. Deze pakketten verschillen onderling van elkaar door het gebruikte model van de patiënt en de complexiteit van de MC simulaties. Voor CT bijvoorbeeld is ImPACT's CT dosimetry tool (ImPACT; Medical Devices Agency, Londen, Verenigd Koninkrijk) of CT-Expo (CT-Expo, Medizinische Hochschule, Hannover, Duitsland) beschikbaar [49].

Wanneer een persoon een procedure ondergaat waar er gebruik wordt gemaakt van X-stralen zal de blootstelling niet uniform zijn. Bepaalde organen en weefsels zullen een hogere dosis ontvangen dan andere. De kans op het ontwikkelen van een maligniteit wordt bovendien niet alleen bepaald door de geabsorbeerde dosis, maar ook door de radiosensitiviteit van de organen die in het stralingsveld liggen. De grootte **effectieve dosis (E)** houdt rekening met deze verschillen in radiosensitiviteit en laat bovendien toe om een niet uniforme blootstelling uit te drukken als een equivalente *whole-body* dosis. E wordt bepaald door de sommatie van alle orgaandosissen vermenigvuldigd met hun **weefsel wegingsfactor w_T** (Vergelijking (4)). E wordt zoals de equivalente dosis uitgedrukt met de eenheid Sievert (Sv). In de medische beeldvorming is millisievert (mSv) de meest gangbare eenheid [15, 49].

$$E = \sum w_T H_{org} \quad (4)$$

Deze weefsel wegingsfactoren drukken de relatieve radiosensitiviteit van de verschillende organen en weefsel met betrekking tot de late effecten (kanker en genetische effecten) ten opzichte van elkaar uit. Ze worden regelmatig geüpdatet op basis van resultaten van radiobiologische studies [51]. Tabel 2 toont w_T uit ICRP publicatie 60 en ICRP publicatie 103. De grootste aanpassingen zijn de wegingsfactoren van de borsten en van de gonaden. $w_{borsten}$ is gestegen van 0,05 naar 0,12 en $w_{gonaden}$ is gedaald van 0,20 naar 0,08 [15].

Tabel 2: Weefsel wegingsfactoren w_T volgens ICRP 60 en ICRP 103 [15, 52].

	ICRP 60 (1991)	ICRP 103 (2007)
Blaas	0,05	0,04
Bot	0,01	0,01
Hersenen	-	0,01
Borsten	0,05	0,12
Colon	-	0,12
Slokdarm	0,05	0,04
Lever	0,05	0,04
Onderste deel darm	0,12	-
Longen	0,12	0,12
Ovaria/testes	0,20	0,08
Rood beenmerg	0,12	0,12
Overige organen en weefsels*	0,05	0,12
Speekselklieren	-	0,01
Huid	0,01	0,01
Maag	0,12	0,12
Schildklier	0,05	0,04

* Overige organen en weefsels: bijnieren, extrathoracale regio, galblaas, hart, nieren, lymfeknopen, spieren, orale mucosa, pancreas, prostaat, dunne darm, milt, thymus, baarmoeder/baarmoederhals.

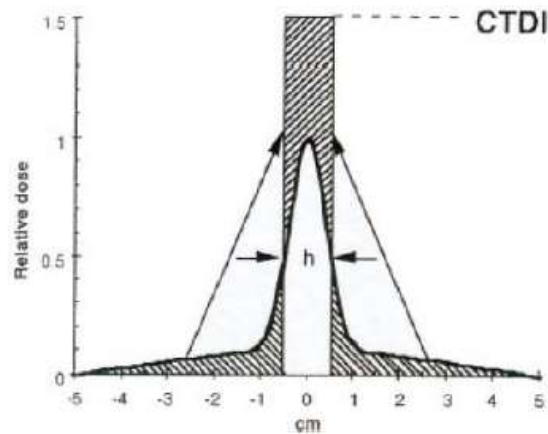
Deze wijzigingen hebben een impact op de bepaling van E en bemoeilijken het vergelijken van nieuwe dosisdata met oude. Bij vergelijking van verschillende E waarden uit de literatuur is het belangrijk om steeds na te gaan welke wegingsfactoren, namelijk die uit publicatie 60 of publicatie 103 van ICRP, gebruikt zijn bij de berekening. Een verschil van E is dan namelijk niet noodzakelijk het gevolg van een wijziging in bijvoorbeeld het scanprotocol of het gebruik van dosisreductie technieken, maar kan dan het gevolg zijn van verschillende wegingsfactoren.

Rond het gebruik van E bestaat er heel wat discussie. Het wordt namelijk frequent foutief aangewend om de dosis van een individu te bepalen. **E is echter geen weergave van de patiëntendosis, maar een grootheid die voor een populatie het mogelijk gezondheidsrisico van een bepaald röntgenstralen onderzoek kan uitdrukken.** Het gebruik van een referentie model voor de bepaling van de orgaandosisen en het hanteren van geslacht en leeftijd uitgemiddelde weefsel wegingsfactoren zorgt ervoor dat deze grootheid nooit kan worden aangewend om het gezondheidsrisico van een individu uit te drukken! E is daarentegen wel nuttig om de stralingsbelasting van verschillende beeldvormingsmodaliteiten met elkaar te vergelijken of de blootstelling van verschillende stralingsbronnen [2, 13, 39, 49].

Specifiek voor CT is de belangrijkste dosismaat de **Computed Tomography Dose Index** (CTDI). De CTDI is de geabsorbeerde dosis binnen een bepaalde snede wanneer het volledige dosisprofiel van één axiale rotatie geconcentreerd zou zijn binnen een rechthoekig profiel met de snededikte als breedte (Vergelijking (5) [53]. Dit wordt geïllustreerd in Figuur 4.

$$CTDI = \frac{1}{h} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (5)$$

Met h de nominale snededikte en D(z) de geabsorbeerde dosis op positie z op de z-as.



Figuur 4: Illustratie van het begrip Computed Tomography Dose Index (CTDI): de CTDI is de dosis binnen een bepaalde snede wanneer het dosisprofiel geconcentreerd zou worden binnen die snede met snededikte h [53].

Praktisch wordt de CTDI bepaald met een potloodionisatiekamer over een lengte van 100 mm in een polymethylmethacrylaat (PMMA) fantoom met een diameter van 16 of 32 cm [53]. Voor een helicale CT-opname is de dosisgrootte **Volume Computed Tomography Dose Index** ($CTDI_{vol}$) gedefinieerd [2] (Vergelijking (6)).

$$CTDI_{vol} = \frac{\frac{1}{3} \cdot (CTDI_{PMMA,100,c} + 2 \cdot CTDI_{PMMA,100,p})}{pitch} \quad (6)$$

met $CTDI_{PMMA,100,c}$ de dosis gemeten met een potloodionisatiekamer centraal in een PMMA fantoom over een lengte van 100 mm en $CTDI_{PMMA,100,p}$ de dosis gemeten met een potloodionisatiekamer perifeer in een PMMA fantoom over een lengte van 100 mm. De gebruikte pitch in deze vergelijking wordt bepaald door Vergelijking (7).

$$pitch = \frac{\text{tafelverplaatsing per rotatie}}{\text{snededikte} \cdot \text{aantal sneden}} \quad (7)$$

Het is belangrijk op te merken dat de CTDI en zijn derivaten de patiëntendosis niet weergeven, maar een maat zijn voor de stralingsoutput van het CT-toestel [2, 13]. Bij een pediatrische patiënt waarbij de omvang kleiner is dan de specifieke fantoomgrootte zal de CTDI de dosis onderschatten. Omgekeerd zal bij een obese patiënt die een grotere omvang heeft dan 32 cm, de dosis sterk overschat worden wanneer CTDI gebruikt wordt als indicatie van patiëntendosis [2]. Om met behulp van CTDI toch een schatting te kunnen maken van de stralingsbelasting, moet de omvang van de patiënt mee in rekening gebracht worden. De *American Association of Physicists* (AAPM) heeft de **Size-Specific Dose Estimate (SSDE)** ontwikkeld die met behulp van de $CTDI_{vol}$ en een conversiefactor op basis van de omvang van de patiënt, een schatting maakt van de patiëntendosis. Deze grootte bepaalt de gemiddelde geabsorbeerde dosis in het centrum van de scanrange. Voor organen en weefsels die volledig in het scanveld liggen is de SSDE een goede schatting van de dosis [54, 55].

CTDI_{vol} is een lokale dosisgrootte die de stralingsoutput van een specifiek scanprotocol kan uitdrukken, maar houdt geen rekening met de omvang van de bestraalde regio. **Dose Length Product (DLP)** werd gedefinieerd om een schatting te kunnen maken van de totale stralingsbelasting van de patiënt (Vergelijking (8)).

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (8)$$

Met L de totale scanlengte [53]. Een CT abdomen onderzoek kan dezelfde CTDI_{vol} hebben als een CT abdomen – pelvis onderzoek, maar door de grotere scanlengte van dit laatste onderzoek zal de DLP hoger liggen [39].

Een alternatieve methode voor de bepaling van E bij CT is het gebruik van conversiefactoren die CTDI_{vol} of DLP rechtstreeks omzetten naar E. In Appendix C van de *2004 CT Quality Criteria* werden verschillende conversiefactoren, de zogenaamde **k-factoren**, gepubliceerd die alleen afhankelijk zijn van de gescande regio en toelaten om DLP om te zetten naar E ((9) [39, 56].

$$E = DLP \cdot k \quad (9)$$

De bekomen E met deze zeer rudimentaire methode zijn vrij consistent met de E bekomen volgens de methode van ICRP [39]. In 2010 werd door de onderzoeksgroep van Deak et al. een update van de k-factoren gepubliceerd. Deze factoren zijn nu niet alleen regio specifiek, maar ook geslacht specifiek. Bovendien zijn ze bepaald rekening houdend met de ICRP 103 richtlijnen [57]. Ook Huda et al. publiceerde een update van de conversiefactoren waar de nieuwe richtlijnen van ICRP werden geïncorporeerd [58]. Voor een correct gebruik van de k-factoren zouden deze continu geüpdatet moeten worden aan de nieuwste CT-technologie.

PATIENTENDOSIMETRIE

- Er zijn verschillende grootheden die aangewend worden om de dosis uit te drukken. De voornaamste zijn:
 - Geabsorbeerde dosis in organen en weefsels D
 - Equivalente dosis in organen en weefsels H
 - Effectieve dosis E
- Voor CT specifiek:
 - CTDI_{vol}
 - DLP

5. RISICOANALYSE

De ICRP heeft voor het bepalen van de potentiële gezondheidseffecten na de blootstelling aan ioniserende straling de **detriment-adjusted nominal risk coefficients** ontwikkeld. Deze risicocoëfficiënten geven de kans op stochastische effecten weer na blootstelling aan straling met een laag dosistempo (Tabel 3).

Tabel 3: *Detriment-adjusted nominal risk coefficients (%/Sv) voor stochastische effecten na blootstelling aan straling met een laag dosistempo (tabel aangepast uit [51]).*

Blootgestelde populatie	Kanker	Erfelijke effecten	Totaal
Volledig	5,5	0,2	5,7
Volwassenen	4,1	0,1	4,2

De waarden uit Tabel 3 zijn onder meer afkomstig uit epidemiologische studies van de overlevenden van de atoombommen op Hiroshima en Nagasaki, maar ook van populaties accidenteel en medisch blootgesteld aan ioniserende straling.. Een **dose and dose-rate effectiveness factor** (DDREF) werd toegepast om te corrigeren voor de hogere biologische effectiviteit van deze hoog dosistempo data. ICRP past een DDREF van 2 toe om tot de waarden in Tabel 3 te komen. Deze factor wordt eveneens voorgesteld door UNSCEAR [51, 59, 60]. De DDREF is momenteel een punt van debat [19, 61]. De *German Commission on Radiological Protection* publiceerde recent een rapport waar op basis van resultaten uit radiobiologische studies een DDREF van 1 wordt voorgesteld. Voorlopig behoudt de ICRP de DDREF van 2, maar dit kan mogelijk in de toekomst nog aangepast worden.

Voor het risico op kanker te kwantificeren voor een populatie wordt de berekende effectieve dosis vermenigvuldigd met de coëfficiënt 5,5 % / Sv. Zoals eerder aangehaald is het begrip E geïntroduceerd als grootheid voor optimalisatie en radioprotectieve doeleinden en is het niet bruikbaar als middel om de individuele risico's te bepalen. E wordt bepaald voor een referentiepersoon en houdt geen rekening met het geslacht of op welke leeftijd de blootstelling is opgetreden [62, 63]. Een meer correcte methode om risico's te bepalen voor een individu is aan de hand van orgaandosisen [64, 65]

Het *Biological Effects of Ionizing Radiation* (BEIR) VII rapport, gepubliceerd door de National Academies, stelt een methode voor om de risico's te kwantificeren op basis van orgaandosisen, namelijk de bepaling van de **lifetime attributable risk (LAR)**. De LAR is gedefinieerd als het bijkomend risico om kanker te ontwikkelen of eraan te sterven bovenop het *baseline* kankerrisico. Tabel 12D-1 uit het BEIR VII rapport toont de LAR risicocoëfficiënten voor kankerincidentie voor 11 verschillende organen bij een opgelopen dosis van 0,1 Gy bij 100 000 personen. Tabel 12D-2 toont dit voor kankermortaliteit [66]. In tegenstelling tot ICRP en UNSCEAR, past de BEIR VII publicatie een DDREF toe van 1,5 op de gebruikte data om tot deze risico's te komen. Het gebruikte risicomodel houdt rekening met het geslacht en leeftijd van blootstelling. De LAR voor kankerincidentie of kankermortaliteit kan uiteindelijk bepaald worden door de betreffende orgaandosis te vermenigvuldigen met de LAR risicocoëfficiënt (Vergelijking (10)).

$$LAR = \text{orgaandosis} \cdot \text{risicocoëfficiënt} \quad (10)$$

De bekomen LAR waarde drukt de verwachte radiogene kankerincidentie of mortaliteit uit per 100 000 blootgestelde individuen [67].

RISICOANALYSE

- Risicobepaling voor de **populatie** in zijn totaliteit gebeurt meestal door middel van E en de *detriment-adjusted nominal risk coefficients*
- De beste methodiek voor **individuele risicobepaling** die rekening houdt met leeftijd, geslacht en de dosissen van de verschillende organen en weefsels is momenteel berekening van LAR

6. PROBLEEMSTELLING

Zoals eerder aangehaald is justificatie van medische beeldvormingsprocedures een belangrijk onderdeel van de radioprotectie. De DDM2 studie toonde aan dat België de hoogste stralingsbelasting per hoofd heeft in Europa [10]. Deze resultaten roepen vragen op over het **efficiënt gebruik van ioniserende straling in de Belgische medische beeldvorming**. Er zijn nochtans aanbevelingen voorhanden die de clinicus moeten helpen om zo optimaal mogelijk gebruik te maken van de medische beeldvorming. Ze zijn beschikbaar op de website van de Federale Overheidsdienst van Volksgezondheid, veiligheid van de voedselketen en leefmilieu (FOD VVVL) (<http://www.health.belgium.be>) en werden opgesteld door de Belgische Vereniging van Radiologie op basis van de *Guideline Summary Tables, Draft for consultations*, gepubliceerd door de *European Association of Radiology* [68].

In 2011 werd door prof. dr. Koenraad Verstraete (UGent) en prof. dr. Lieven Annemans (UGent), in opdracht van het College Radiologie, de studie '**Gebruik van aanbevelingen voor medische beeldvorming in België: Multicentrische studie**' opgestart. Deze studie had onder meer als doel had de actuele stand omtrent het aanvraagpatroon voor medische beeldvorming te bestuderen en werd uitgevoerd door radioloog in opleiding dr. Pieter Hoste. Hij bezocht in 2011 zeven Belgische centra en focuste zich op 3 frequent aangevraagde onderzoeken, namelijk beeldvorming van de lumbale wervelzuil, abdomen en sinus. Deze studie toonde aan dat de richtlijnen, opgesteld door de Belgische Vereniging voor Radiologie, niet altijd even strikt gevolgd worden. Zo is bijvoorbeeld door vermijden van onnodige onderzoeken een reductie mogelijk met 81 % van het aantal CT-onderzoeken voor beeldvorming van de lumbale wervelzuil. Een kostenreductie van 21 % is haalbaar wanneer de medische beeldvorming efficiënter zou toegepast worden [69]. Er werden sindsdien verschillende initiatieven opgestart door de federale gezondheidsdienst en de **Belgian Medical Imaging Platform** (BELMIP) om het correcte gebruik van de richtlijnen aan te moedigen [70]. In 2015 werd de multicentrische studie opnieuw uitgevoerd in opdracht van het College Radiologie om de effecten van de verschillende campagnes na te gaan. Arts in opleiding Nele Stichelbaut bezocht de verschillende centra om het aanvraagpatroon van medische beeldvorming nogmaals onder de loep te nemen. Daaruit blijkt dat er nog steeds te veel CT-onderzoeken van de lumbale wervelzuil worden aangevraagd. Voor de andere regio's werd er wel een significante daling aangetoond van het aantal niet-geïndiceerde CT-onderzoeken.

Wanneer een onderzoek klinisch geïndiceerd is en het gebruik van ioniserende straling wel degelijk gejustificeerd is, is het belangrijk dat het ALARA-principe steeds wordt toegepast. Er werd in de voorgaande multicentrische studies geen gedetailleerde dosisbepaling uitgevoerd. **Om deze reden werd deze studie in 2016 gelanceerd door het College Radiologie om op zowel de data van 2011 als van 2015 een uitgebreide analyse van de dosis uit te voeren voor CT onderzoeken van de lumbale wervelzuil, het abdomen en gecombineerde thorax - abdomen onderzoeken.** Deze studie wordt uitgevoerd in samenwerking met prof. dr. ir. Klaus Bacher (UGent).

Zoals eerder aangehaald voert het FANC voor CT-onderzoeken jaarlijks een dosimetriestudie uit. Elk centrum moet een formulier indienen waarin voor verschillende onderzoeken bepaalde dosisgrootheden moeten doorgegeven worden. Deze grootheden zijn onder andere kVp, gebruik TCM of iteratieve reconstructie, CTDI_{vol}, DLP, ... Een bedenking die kan gemaakt worden bij de werkwijze van het FANC is de mogelijke selectiebias die kan optreden. Hoewel de procedure is om ad random onderzoeken op te nemen in het formulier, is het mogelijk dat

bepaalde centra toch selectief zijn in welke data ze noteren. In deze dosimetriestudie worden de gegevens ad random verzameld. De oorspronkelijke multicentrische studies hadden initieel niet als doel om de dosimetrie van de CT-onderzoeken in detail te onderzoeken en bias die kan optreden door selectie van patiënten met lage dosis onderzoeken zou dan ook beperkt moeten zijn.

In de studies van 2011 en 2015 was er wel een klein luik waar de collectieve effectieve dosis (E_{col}) bepaald werd door het aantal onderzoeken te vermenigvuldigen met een typische E voor dat type onderzoek. In deze studie wordt getracht om, in plaats van een typische waarde uit de literatuur te gebruiken, E te bepalen met een meer nauwkeurige methode. In de literatuur zijn er heel wat methodes terug te vinden om effectieve dosis te bepalen [57, 71, 72]. Er zijn heel gedetailleerde methodes waar er gebruik wordt gemaakt van Monte Carlo simulaties en er zijn meer rudimentaire methodes waar er simpelweg een conversiefactor wordt aangewend om DLP om te zetten naar E. In deze studie zal voor de bepaling van E verschillende methodes worden aangewend, welke nadien met elkaar kunnen vergeleken worden. De beperking die gepaard gaat met het gebruik van E, i.e. alleen toepasbaar op de globale populatie van beide geslachten en alle leeftijden, wordt wel steeds in het achterhoofd gehouden.

In 2015 werden resultaten vrijgegeven over een vergelijkbare Belgische multicentrische studie van Mulkens et al. waar dosisgegevens verzameld werden met behulp van een dosisregistratiesysteem. Deze studie liep in 3 ziekenhuizen over een periode van 1 jaar. Het registratiesysteem DoseWatch verzamelde voor 7 onderzoeken onder meer de $CTDI_{vol}$ en DLP. De resultaten van het pediatrie CT hersenen onderzoek werden reeds gepubliceerd [73]. De huidige dosimetriestudie is een aanvulling hierop. Het aantal centra loopt op naar 8 ziekenhuizen verspreid over België. Mulkens et al. includeerden alleen studies met een enkelvoudige acquisitie, terwijl vele CT-onderzoeken meerdere acquisities omvat. Bovendien zullen ook effectieve dosissen bepaald worden. De bekomen dosissen in deze studie kunnen vergeleken worden met de dosissen bepaald door het FANC, maar ook met resultaten van buitenlandse studies.

Één van de belangrijkste onderzoeksvragen van deze studie is: “Is er een verschil tussen de gemiddelde dosis van 2011 en gemiddelde dosis van 2015 voor de drie verschillende onderzoeken”. Het doel van de multicentrische studie van 2015 was het huidige aanvraagpatroon na te gaan, 3 jaar na een actieve campagne georganiseerd door FOD VVVL. Een belangrijk initiatief dat werd opgestart tussen 2011 en 2015 is de sensibiliseringscampagne ‘Medische beelden zijn geen familiekiekjes’. Deze campagne had als doel zowel de bevolking, als de aanvragers en het betrokken personeel te informeren over de schadelijke gevolgen van de blootstelling aan ioniserende straling. Er wordt verwacht dat er niet alleen een daling is van het aantal niet-geïndiceerde onderzoeken, maar dat de campagne de radiologie medewerkers gesensibiliseerd heeft om de gebruikte dosis verder te optimaliseren om de stralingsbelasting zo laag mogelijk te houden.

DOEL VAN STUDIE

- Dosimetrie en risico's in beeld brengen van 3 frequent aangevraagde CT-onderzoeken (abdomen, lumbale wervelzuil, thorax – abdomen) in België door middel van 3 veel gebruikte dosisgrootheden:
 - $CTDI_{vol}$
 - DLP
 - E
- Bekomen data vergelijken met nationale en internationale literatuur
- Bekomen data vergelijken met Belgische DRLs
- **Is er een verschil tussen de gemiddelde dosis van 2011 en gemiddelde dosis van 2015 voor de drie verschillende onderzoeken?**

7. METHODOLOGIE

7.1. Studiedesign

Deze retrospectieve dosimetriestudie is een uitbreiding op de studies 'Gebruik van de aanbevelingen voor medische beeldvorming in België: multicentrische studie' (2011) en 'Gebruik van de aanbevelingen voor medische beeldvorming in België: multicentrische follow-up studie, 3 jaar na actieve campagne voor efficiënter gebruik van medische beeldvorming' (2015) [69, 74], hierna vermeld als respectievelijk MC2011 en MC2015. Een gedetailleerde dosisbepaling werd niet uitgevoerd bij beide studies.

Het Ethisch Comité (EC) van het UZ Gent fungeerde als centraal EC. Toestemming werd reeds verworven in de oorspronkelijke studies. Deze studie vergt geen collectie van extra beelddata of gegevens over de patiënt, dus een nieuwe aanvraag was niet noodzakelijk.

De beeldvormingsmodaliteiten die in MC2011 en MC2015 aan bod komen zijn echografie, conventionele radiografie, *computed tomography* (CT) en magnetische resonantie (MR). Echografie maakt gebruik van ultrasone geluidsgolven en MR is gebaseerd op magnetische golven en radiogolven. In tegenstelling tot radiografie en CT maken deze technieken dus geen gebruik van ioniserende straling.

Zoals eerder aangehaald is het gebruik van ioniserende straling mogelijks geassocieerd met een klein gezondheidsrisico. In deze studie wordt geopteerd om de focus te leggen op de dosisbepaling van CT-onderzoeken. CT levert, in vergelijking met radiografie, veruit de grootste bijdrage aan de stralingsbelasting van de patiënt [53]. Een conventionele radiografie van het abdomen is bijvoorbeeld geassocieerd met een gemiddelde stralingsdosis van 0,7 mSv, terwijl een CT abdomen een dosis van gemiddeld 8 mSv oplevert [1]. De focus van dit onderzoek wordt gelegd op drie frequent aangevraagde onderzoeken, namelijk CT abdomen, CT lumbale wervelzuil en het gecombineerde CT thorax – abdomen.

7.2. Deelnemende centra en patiënteninclusie

Beelddata wordt gecollecteerd voor 8 ziekenhuizen. Met uitzondering van het Erasme ziekenhuis in Anderlecht, worden in 2015 dezelfde centra als in 2011 bezocht. Er worden nog twee extra ziekenhuizen toegevoegd: AZ Sint-Lucas in Gent en UCL Saint-Luc in Brussel. In Tabel 4 wordt een overzicht getoond van de ziekenhuizen die geïnccludeerd zijn in MC2011 en MC2015. De ziekenhuizen zijn verspreid over België: 5 in Vlaanderen, 2 in Wallonië en 1 in het Brusselse gewest. Bij dataverwerking worden alle centra geanonimiseerd en alle centra krijgen ad random een nummer van 1 tot en met 8.

Tabel 4: Overzicht deelnemende centra.

Centrum	Locatie	Verantwoordelijke	Data 2011	Data 2015
Universitaire centra				
UCL Saint-Luc	Brussel	Prof. dr. Vande Berg B.		x
ULB Erasme	Anderlecht	Prof. dr. Avni F.	x	
UZ Gent	Gent	Prof. dr. Verstraete K.	x	x
UZ Leuven	Leuven	Prof. dr. Oyen R.	x	x
Perifere centra				
AZ Groeninge	Kortrijk	Dr. Vanovermeire O.	x	x
AZ Sint-Jan	Brugge	Prof. dr. Casselman J.	x	x
AZ Sint-Lucas	Gent	Dr. De Backer A.		x
CHU de Charleroi	Montigny-le-Tilleul	Dr. Delcour C.	x	x
Saint-Luc	Bouge	Dr. Joris J.	x	x

De methodiek voor patiënten inclusie is voor MC2011 en MC2015 dezelfde: alle patiënten die zich aanmelden op de dienst radiologie en medische beeldvorming met een aanvraag voor beeldvorming van het abdomen, lumbale wervelzuil of thorax - abdomen zijn potentiële studiekandidaten. Patiënten worden geïncludeerd wanneer ze geïnformeerd waren door de onderzoeker en na ondertekening van een schriftelijke toestemming van vrijwillige deelname. Bovendien moeten de patiënten nog voldoen aan enkele extra criteria:

- De patiënt moet ouder zijn dan 18 jaar
- De patiënt moet Nederlands-, Frans- of Engelstalig zijn
- De patiënt mag niet gedesoriënteerd, bewusteloos of geagiteerd zijn
- De patiënt mag geen ernstige pathologie vertonen waardoor medewerking bemoeilijkt wordt
- De patiënt mag niet geïncludeerd zijn in een andere studie

7.3. Datacollectie

Met behulp van de niet geanonimiseerde patiëntenlijsten van MC2011 en MC2015 wordt getracht om alle CT-onderzoeken van de patiënten die geïncludeerd zijn te recupereren. Alle deelnemende centra, met uitzondering van het Erasme hospitaal, worden opnieuw bezocht om alle beelddata te collecteren. Het Erasme ziekenhuis wordt niet geïncludeerd in MC2015 en er wordt daarom beslist om het beeldmateriaal van MC2011 van dit centrum ook niet te verzamelen. Bij de datacollectie waren sommige onderzoeken echter niet meer beschikbaar in het lokaal PACS-systeem, waardoor datacollectie slecht gedeeltelijk is gelukt.

Na verzameling van de beelddata worden deze opnieuw geanonimiseerd. Hiervoor wordt gebruik gemaakt van het beeldverwerkingsprogramma ImageJ (Versie 1.49; National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, VS) [42]. Het is gratis beschikbaar op de website <http://imagej.nih.gov>.

Voor de anonimisatie wordt ImageJ uitgebreid met de Tudor DICOM plugin (versie 1.9.23; Centre de Recherche Public Henri Tudor, CR SANTEC, Luxembourg), die verschillende manipulaties van de DICOM-beelden toelaat. Deze plugin kan gratis gedownload worden op de website <http://www.santec.lu/project> en laat toe om de namen van de patiënten te converteren naar een anoniem identificatienummer. Andere patiënt karakteristieken, zoals leeftijd en geslacht, worden behouden. Voor de verdere analyse van de data wordt enkel nog gewerkt met de anonieme patiëntnummers.

7.4. Aanleg databank met technische parameters

Er wordt een databank aangelegd met alle technische gegevens van de CT-onderzoeken. Dit omvat onder meer alle informatie die teruggevonden kan worden in het *dose report* of dosisverslag. Figuur 5 toont een voorbeeld van een dosisverslag van een CT thorax - abdomen onderzoek van de *Somatom Definition Flash* scanner van fabrikant Siemens. De belangrijke parameters die hier weerhouden worden zijn $CTDI_{vol}$ en DLP. Alles wordt bijgehouden in een Excel spreadsheet (Microsoft Office Excel 2013; Microsoft, Redmond, Washington, VS).

Ward:		PUROL					
Physician:							
Operator:							
Total mAs 4454		Total DLP 1029 mGycm					
	Scan	kV	mAs / ref.	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position F-SP							
Topogram							
	1	120	35 mA	0.14 L	11	7.8	0.6
Contrast							
Thorax +C							
	2	120	102 / 90	6.95 L	242	0.5	0.6
Abdomen 70s							
	3	120	193 / 180	13.10 L	776	0.5	0.6
Medium	Type		Iodine Conc. mg/ml	Volume ml	Flow ml/s	CM Ratio	
Contrast			0	0	0.0	100%	
Saline				0	0.0		

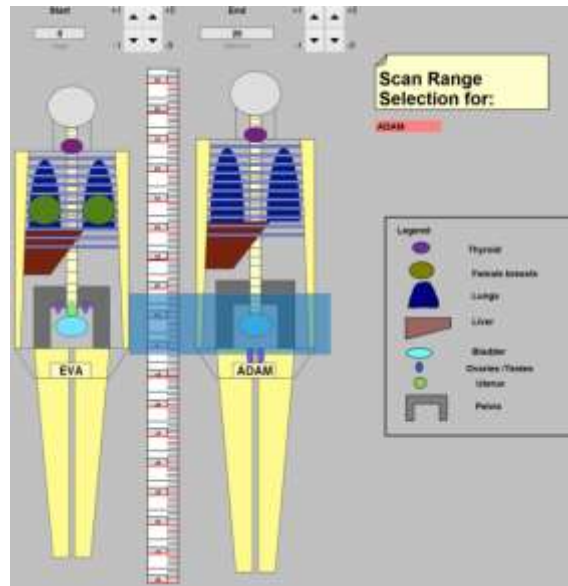
Figuur 5: Dosisverslag van CT thorax-abdomen onderzoek van Siemens Somatom Definition Flash.

Extra informatie over het onderzoek wordt gehaald uit de DICOM *header*. Deze zit samen met de beelden verpakt in de DICOM *files*. Alle informatie in een header is geordend via *tags*. Elke *tag* is gekoppeld aan een bepaalde scanparameter, patiëntkarakteristiek, ... Er wordt opnieuw gebruikt gemaakt van de Tudor DICOM plugin om de gekozen parameters automatisch uit de *header* te extraheren. Deze worden eveneens opgenomen in de Excel spreadsheet.

7.5. Bepaling effectieve dosis E

7.5.1. CT-Expo

Met behulp van de scanparameters en het softwareprogramma CT-Expo (CT-Expo V2.4, Medizinsche Hochschule, Hannover, Duitsland) kan per onderzoek een effectieve dosis bepaald worden [75]. CT-Expo is een applicatie in MS Excel geschreven in Visual Basic programmeertaal. Hoewel dit programma op zich geen Monte Carlo (MC) simulaties uitvoert, zijn de dosiswaarden genereerd in dit softwarepakket wel gebaseerd op data afkomstig van Monte Carlo simulaties [76, 77]. De MC simulaties werden uitgevoerd op de mathematische fantomen ADAM (170cm, 70kg) en EVA (160cm, 60kg) [71]. Deze fantomen worden getoond in Figuur 6. CT-Expo houdt voor de bepaling van E dus geen rekening met het gewicht, de lengte of de omvang van de patiënt.



Figuur 6: Mathematisch ADAM (rechts) en EVA (links) fantoom (Screenshot van het programma CT-Expo (CT-Expo V2.4, Medizinische Hochschule, Hannover, Duitsland)).

CT-Expo laat toe om verschillende dosisgrootheden te bepalen met de scanparameters specifiek voor een onderzoek. Bovendien kunnen factoren specifiek gelinkt aan het toestel ook in rekening gebracht worden, bijvoorbeeld de *overscan* [78]. Deze applicatie bevat 4 verschillende modules, namelijk 'Calculate', 'Standard', 'Light' en 'Benchmarking'. Er wordt gekozen om te werken met de module 'Calculate', waarbij de scanbereik manueel kan ingesteld worden. De lay-out van deze module wordt weergegeven in Figuur 7.

Tissue or Organ	H ₁ per Series (mSv)	Tissue or Organ	H ₁ per Series (mSv)
Brain	0,0	Upp. large int.	0,0
Salivary glands	0,0	Thymus	0,0
Thyroid	0,0	Spleen	0,0
Breasts	0,0	Pancreas	0,0
Oesophagus	0,0	Adrenals	0,0
Lungs	0,0	Kidneys	0,0
Liver	0,0	Small intest.	0,0
Stomach	0,0	Uterus	0,0
Low. Large int.	0,0	Prostate	0,0
Testicles	0,0	Gall bladder	0,0
Ovaries	0,0	Heart	0,0
Bladder	0,0	ET tissue	0,0
Bone marrow	0,0	Oral mucosa	0,0
Bone surfaces	0,0	Lymph nodes	0,0
Skin	0,0	Muscle	0,0
		Eye lenses	0,0

Figuur 7: Lay-out van de module 'Calculate' in CT-Expo (Screenshot van het programma CT-Expo v2.4).

Alle patiënten in deze studie zijn volwassenen, dus *adult* wordt steeds geselecteerd bij *age group*. Bij *gender* wordt het geslacht van de patiënt aangeduid. Het juiste toestel en fabrikant worden geselecteerd bij *Scanner Model* en wanneer toepasselijk wordt *Longitudinal (z-axis) dose modulation* of buisstroommodulatie aangevinkt. Alle onderzoeken werden helicaal gescand, dus *spiral mode* blijft steeds aangevinkt. Nadien worden alle studiespecifieke scanparameters ingegeven. Deze zijn afkomstig uit de DICOM *header*. Voor sommige onderzoeken wordt buisstroommodulatie toegepast. Dit kan opgemaakt worden uit het feit dat per beeld of snede van een opnamereeks een andere mAs-waarde in de DICOM *header* staat. Voor onderzoeken waar buisstroommodulatie werd toegepast wordt de gemiddelde mAs-waarde gebruikt van een reeks bij de bepaling van E en de betreffende optie aangevinkt. Een moeilijkheid die hier optreedt, is het ontbreken van parameters in de DICOM *header*. In deze gevallen worden de betrokken centra gecontacteerd met de vraag of zij de scanparameters kunnen voorzien. Wanneer dit niet mogelijk is doordat het toestel niet meer beschikbaar is op de dienst en er geen documentatie beschikbaar is over de gebruikte scanprotocollen, worden de parameters overgenomen van gelijkaardige onderzoeken. E wordt tenslotte steeds bepaald met de ICRP 103 wegingsfactoren.

De gebruikte scanlengte wordt bepaald door de DLP waarde uit het dosisverslag te delen door de $CTDI_{vol}$ uit het dosisverslag. Het scanbereik wordt zo goed als mogelijk *gematcht* op het fantoom. Hiervoor wordt gekeken naar de beelden en er wordt getracht om de organen die in de *field of view* (FOV) lagen van het onderzoek, ook in het scanbereik op het fantoom te includeren. Omdat het fantoom vanzelfsprekend soms afwijkt van de patiënt, was het niet steeds mogelijk om de klinische situatie volledig na te bootsen. Bepaalde organen komen hierdoor wel of niet in het scanveld terecht. Deze beperking moet in het achterhoofd gehouden worden wanneer men E bekijkt.

Als laatste stap wordt getracht om de verkregen $CTDI_{vol}$ en DLP zoveel mogelijk te laten overeenkomen met de $CTDI_{vol}$ en DLP uit het dosisverslag. Indien dit te afwijkend is, wordt de mAs nog aangepast. Wanneer bij buisstroommodulatie niet alle snedes beschikbaar zijn, is de gemiddelde mAs waarde afwijkend van de werkelijke gemiddelde mAs waarde. Dit kan een mogelijke oorzaak zijn voor de discrepantie tussen de $CTDI_{vol}$ en DLP uit het dosisverslag en de bekomen waarden in CT-Expo.

Het eindresultaat is per onderzoek een waarde voor E en alle orgaandosisen. Deze worden eveneens overgebracht in de Excel spreadsheet. De bekomen E gelden voor de standaard fantomen, *niet* voor de patiënt zelf. Deze waarden worden per type onderzoek dan ook uitgemiddeld en er zal alleen gewerkt worden met de gemiddelde E voor elk type onderzoek.

7.5.1. Collectieve effectieve dosis

De collectieve effectieve dosis (E_{col}) voor een bepaald onderzoek wordt bepaald door de gemiddelde E voor dat onderzoek te vermenigvuldigen met het aantal personen die dit onderzoek gekregen hebben. De eenheid van E_{col} is man Sievert (man Sv). In de oorspronkelijke studies MC2011 en MC2015 wordt E_{col} bepaald aan de hand van dosiswaarden weerhouden uit de literatuur [69, 74] (Tabel 5).

Tabel 5: Waarden minimale effectieve dosis ($E_{min,lit}$) en maximale effectieve dosis ($E_{max,lit}$) weerhouden uit de literatuur voor de drie types onderzoeken.

E (mSv)		
	$E_{min,lit}$	$E_{max,lit}$
CT abdomen	7	8
CT lumbale wervelzuil	4	6
CT thorax - abdomen	9,9	10,9

Het aantal onderzoeken werd vermenigvuldigd met $E_{min,lit}$ en $E_{max,lit}$ om zo tot respectievelijk een minimale collectieve effectieve dosis ($E_{col,min}$; Vergelijking (11) en een maximale collectieve effectieve dosis ($E_{col,max}$; (12) te komen.

$$E_{col,min} = \text{aantal onderzoeken} \times E_{min,lit} \quad (11)$$

$$E_{col,max} = \text{aantal onderzoeken} \times E_{max,lit} \quad (12)$$

Om E_{col} te bepalen voor deze studie wordt dezelfde werkwijze gehanteerd, maar de literatuurwaarden van effectieve dosis worden vervangen door de gemiddelde effectieve dosis bekomen in deze studie. E_{col} wordt zowel bepaald specifiek voor de **studiepopulatie** en met behulp van het data van het RIZIV ook voor de **Belgische populatie**.

7.5.2. k-factoren

Door verschillende onderzoeksgroepen werden k-factoren ontwikkeld. Voor de onderzoeksgroep van Deak et al. en Huda et al. worden deze in Tabel 6 getoond. De methodiek waarmee deze k-factoren bepaald zijn, zijn nauwkeurig uitgelegd in beide publicaties [57, 58]. Beide onderzoeksgroepen maakten gebruik van de ICRP 103 richtlijnen bij de bepaling van deze factoren. Als referentie worden eveneens de oorspronkelijke k-factoren uit de *European Guidelines for multislice Computed Tomography* getoond [56]. Deze werden echter bepaald met ICRP 60.

Tabel 6: k-factoren ($mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}$) bepaald door de onderzoeksgroep van Deak et al., Huda et al. en de *European Guidelines for multislice computed tomography*(Bongartz et al.) [56–58].

k-factor ($mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}$)	Deak et al.	Huda et al.	Bongartz et al.
Thorax	0,0146	0,0204	0,014
Abdomen	0,0153	0,0163	0,015
Pelvis	0,0129	0,0143	0,015

Onderling verschillen de k-factoren niet sterk van elkaar. Alleen voor de k-factor van de thorax wordt een groter verschil gevonden tussen Huda et al. en de overige 2 publicaties. Verschillen kunnen verklaard worden door het gebruik van verschillende fantomen, MC codes of de gescande regio [58].

Met behulp van de k-factoren van Deak et al. en Huda et al. wordt voor de CT abdomen – pelvis onderzoeken de E bepaald en deze wordt vergeleken met de E bekomen met CT-Expo. E wordt bepaald per reeks en nadien worden deze waarden gesommeerd per volledig onderzoek. Sommige onderzoeken tellen verschillende acquisities, waar er bij de ene reeks alleen het abdomen wordt gescand en bij de andere zowel abdomen als pelvis. Bij abdomen wordt de overeenkomstige k-factor aangewend, bij abdomen – pelvis wordt het gemiddelde van beide k-factoren gebruikt, i.e. 0,0141.

7.6. Risicoanalyse

Door E te vermenigvuldigen met de risicofactoren uit Tabel 3 kan een ruwe schatting gemaakt worden van bijvoorbeeld het risico op stochastische effecten of het aantal geïnduceerde fatale kankers in een populatie. Enerzijds kan E per onderzoek vermenigvuldigd worden met de risicofactor om tot het specifiek risico voor bijvoorbeeld fatale kanker voor dat type onderzoek te komen. Anderzijds kan bijvoorbeeld ook de collectieve effectieve dosis voor een bepaald onderzoek vermenigvuldigd worden met de risicofactor om een heel ruwe schatting te maken

van het aantal bijkomende fatale kankers ten gevolge van de blootstelling tijdens dat type onderzoek [79]. Voor deze bepalingen zal de steeds de risicofactor van **5,5 % / Sv** of **0,055 fatale kankers / Sv** gehanteerd worden. Hierbij wordt geen rekening gehouden met de afname van dit risico met de leeftijd en wordt dus aangenomen dat de distributie van de leeftijd van de patiënten die is van de globale populatie. Ook de invloed van geslacht op risico is een factor die hierbij niet betrokken wordt. Om beide elementen toch in de risicobepaling te incorporeren wordt gebruikt gemaakt van de methodiek beschreven in het BEIR VII rapport, namelijk de bepaling van **lifetime attributable risk (LAR) voor kankerincidentie of -mortaliteit** [66].

Zoals aangehaald in paragraaf 5. Risicoanalyse kan LAR voor een specifieke kanker berekend worden door de desbetreffende orgaandosis te vermenigvuldigen met de risicofactoren die opgenomen zijn in Tabel 12D-1 en 12D-2 uit het BEIR VII rapport. Deze factoren worden weergegeven in Appendix A. De factoren in deze tabellen zijn, net zoals de risicocoëfficiënten uit de ICRP 103 publicatie, schattingen op basis van grote epidemiologische studies. Deze werden gecorrigeerd met een DDREF van 1,5; met uitzondering van de factor voor leukemie, dat gebaseerd is op een lineair-kwadratisch model [66]. Zowel de LAR voor kankerincidentie als kankermortaliteit worden berekend. De orgaandosisen van 32 organen en weefsels worden bepaald met behulp van CT-Expo. De orgaandosis wordt vermenigvuldigd met de overeenkomstige risicocoëfficiënt (paragraaf 5, (10). Voor leeftijden waarvoor geen risicocoëfficiënten worden weergegeven, wordt lineaire interpolatie toegepast tussen de meest naburige datapunten. Coëfficiënten voor leeftijden boven de 80 worden berekend met behulp van dezelfde interpolatie toegepast tussen 70 en 80 jaar. Voor de organen en weefsels waarvoor geen risicofactor getabelleerd is, wordt een gewogen gemiddelde dosis (H_{andere}) bepaald die vervolgens vermenigvuldigd wordt met de risicofactor "Ander". Hiervoor wordt Vergelijking (13) gebruikt, waarbij de fracties van het gewicht van de organen ($gewichtsfractie_{org}$) vermenigvuldigd worden met de orgaandosis (H_{org}).

$$H_{andere} = \sum H_{org} \cdot gewichtsfractie_{org} \quad (13)$$

De massa's van de organen en weefsels worden weerhouden uit ICRP publicatie 89 [50]. De fracties worden bekomen door het gewicht van het orgaan of weefsel te delen door het totale gewicht van de organen en weefsels waarvoor geen risicocoëfficiënt voorhanden is. LAR wordt zowel bepaald voor kankerincidentie als kankermortaliteit met respectievelijk de coëfficiënten uit Tabel 12D-1 als Tabel 12D-2. Nadien worden de bekomen LAR-waarden gesommeerd om tot het totale risico voor kankerincidentie en kankermortaliteit te komen.

7.7. Statistische analyse

Alle statistische analyses worden uitgevoerd in **SPSS** (SPSS Statistics versie 23; IBM corporation, Armonk, NY). Figuren en tabellen worden ofwel gegenereerd met SPSS ofwel met **Excel**.

Eén van de belangrijkste onderzoeksvragen van deze studie is: "Is er een verschil tussen de gemiddelde dosis van 2011 en gemiddelde dosis van 2015 voor de drie verschillende onderzoeken?". Het antwoord op deze onderzoeksvraag voor de gehele populatie kan worden gevonden met behulp van regressieanalyse. Bij de klassieke regressieanalyse wordt verondersteld dat de individuele onderzoekseenheden onafhankelijk zijn van elkaar. Voor deze steekproef is dit echter niet het geval. De CT-onderzoeken worden verzameld in verschillende

ziekenhuizen. Daarenboven heeft elk ziekenhuis verschillende toestellen. Dosissen van CT-scans van een bepaald toestel kunnen meer gelijkend zijn dan dosissen van andere toestellen. Verder gebruiken de verschillende centra diverse scanprotocollen. Deze hebben een sterke invloed op de verkregen $CTDI_{vol}$ en DLP waardoor deze grootheden sterk kunnen verschillen tussen de verschillende centra voor eenzelfde onderzoek. Om rekening te kunnen houden met de groepering of clustering van data wordt er gekozen om te werken met een **multilevel regressieanalyse (MLA)**. Deze techniek houdt rekening met de hiërarchische structuur en het cluster-effect van data, weergegeven in Figuur 8, en zal er ook voor corrigeren.



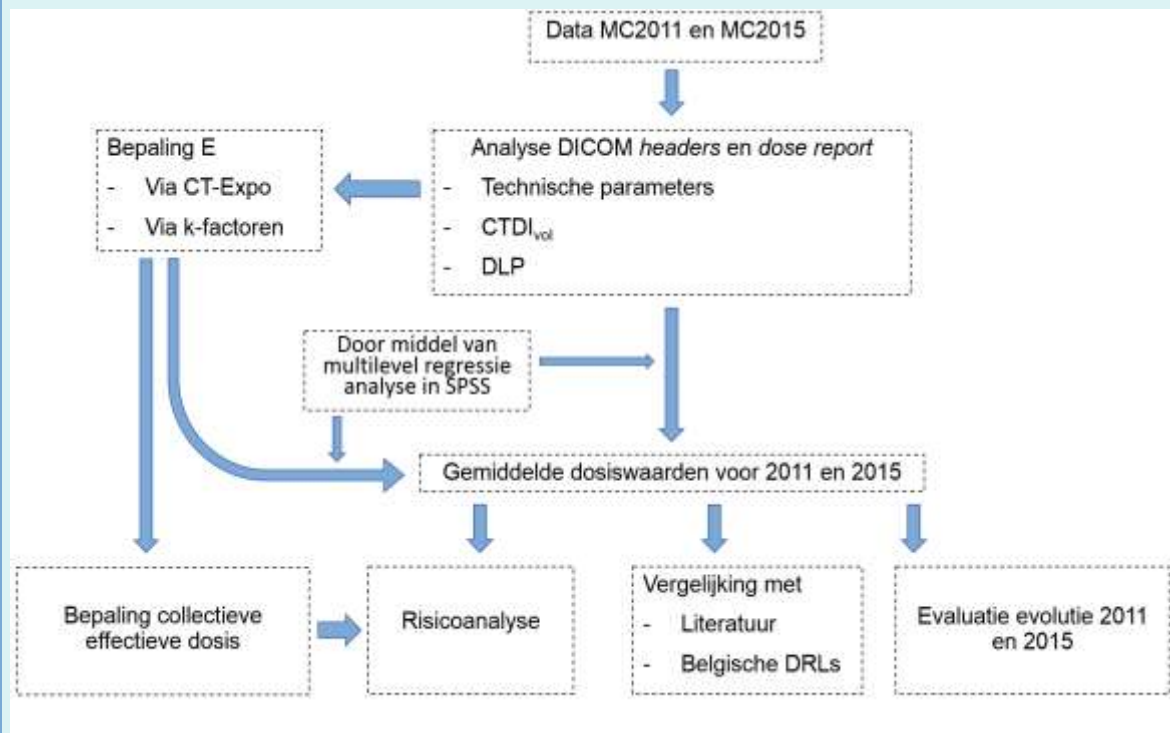
Figuur 8: Hiërarchie van de data.

Het grootste verschil tussen klassieke regressieanalyse en multilevel analyse regressieanalyse is de aanwezigheid van *random* effecten. Bij de klassieke regressieanalyse wordt er verondersteld dat alle effecten gelden voor de volledige populatie en dus niet variëren over de verschillende groepen (*fixed* effecten). In deze studie is dit niet het geval aangezien het mogelijk is dat de grootte van het verschil tussen bijvoorbeeld de DLP van 2011 en 2015 sterk varieert afhankelijk van het toestel en ziekenhuis. Het model gebruikt in deze studie laat toe dat de gemiddelde dosisgrootte varieert per jaar, onderzoek, geslacht, leeftijd en aantal reeksen (*fixed effects*), rekening houdend met de geclusterde structuur van de gegevens binnen een toestel en ziekenhuis (*random effects*). Door te corrigeren voor de verschillende clusters kan er een uitspraak worden gedaan over de populatie.

Er wordt een MLA model opgesteld voor $CTDI_{vol}$, DLP en E om de evolutie tussen 2011 en 2015 te kunnen beschrijven. In principe zou ook voor alle orgaan- en weefseldosissen een model kunnen opgesteld worden. Om tijdbesparende redenen wordt echter beslist om alleen een model voor E op te stellen. E wordt bepaald door sommatie van alle orgaandosissen vermenigvuldigd met hun specifieke weefsel wegingsfactor. Wanneer hier een significant verschil wordt aangetoond kan verondersteld worden dat de orgaandosissen voor dat onderzoek ook significant zullen verschillen tussen MC2011 en MC2015.

E wordt in deze studie bepaald met CT-Expo en k-factoren. De mate van overeenkomst tussen beide methodes wordt onderzocht door middel van de **intra-class correlation coefficient (ICC)** en **Bland-Altman plots**. De ICC laat toe om de mate van correlatie tussen 2 methodes uit te drukken. Bij een waarde groter dan 0,8 wordt een bijna perfecte overeenkomst gevonden tussen 2 methodes. Afwijkingen tussen de 2 methodes kunnen door middel van Bland-Altman in beeld gebracht worden [80].

Methodologie



8. RESULTATEN

8.1. Studiepopulatie

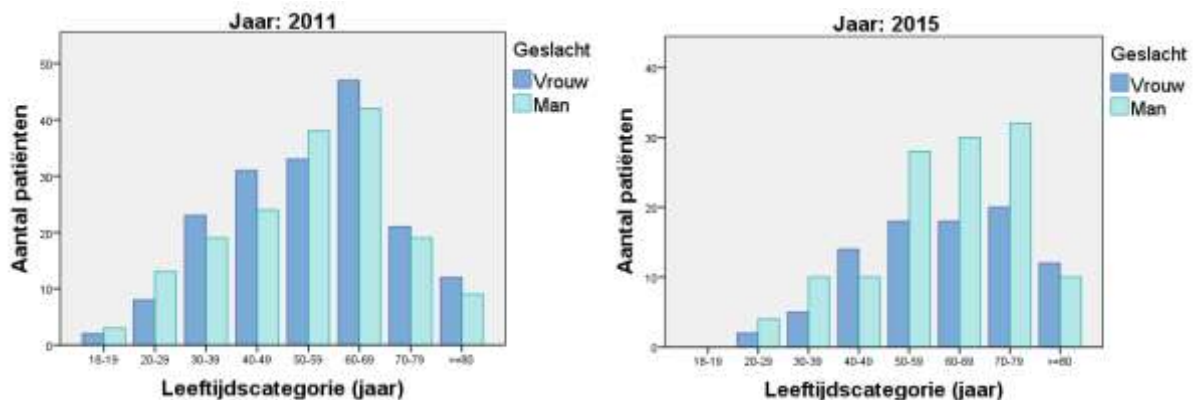
In deze dosimetriestudie zijn gegevens verzameld van 616 patiënten, waarvan 389 in MC2011 en 227 in MC2015. De demografische gegevens van de patiëntenpopulatie zijn weergegeven in Tabel 7. In MC2015 werden ook gegevens verzameld over het gewicht en de lengte van de patiënten.

Tabel 7: Demografische eigenschappen studiepopulatie.

	2011	2015
Leeftijd (jaar)	54,78 (18-86) ^a	61,48 (21-92) ^a
Man:vrouw ratio	188:208	133:94
Gewicht (kg)	-	76,77 (40,00-132,00) ^a
Lengte (m)	-	1,70 (1,45-1,96) ^a

^aWaarden stellen het gemiddelde voor (minimum-maximum).

Figuur 9 toont de verdeling van leeftijd en geslacht voor MC2011 (links) en MC2015 (rechts). De meerderheid van de patiënten valt in de oudere leeftijdscategorieën.



Figuur 9: Verdeling van leeftijd volgens geslacht voor (links) MC2011 en (rechts) MC2015.

Een totaal van 618 CT-onderzoeken werd verzameld in de verschillende centra. Twee patiënten hebben 2 afzonderlijke CT-onderzoeken gehad en beide scans werden opgenomen in de studie, waardoor dit aantal afwijkend is van het aantal patiënten.

Bij bepaalde onderzoeken ontbreekt het dosisverslag waardoor $CTDI_{vol}$ en DLP niet beschikbaar zijn. Het gaat over 48 onderzoeken en deze worden niet opgenomen in de verdere analyse. Daarnaast worden nog 13 onderzoeken uitgesloten uit de studie omdat het hier over gespecialiseerde CT-onderzoeken gaat, zoals bijvoorbeeld CT colonoscopie of CT uro. Door een afwijkend scanprotocol kunnen de dosissen extreem laag of hoog zijn, wat een vertekend beeld zou kunnen opleveren bij de statistische analyses.

Bij analyse van de beelddata wordt er vastgesteld dat het CT abdomen onderzoek in de meerderheid van de gevallen (97 %) een CT abdomen – pelvis onderzoek is. Ook bij het thorax – abdomen onderzoek wordt voor de in totaal 168 onderzoeken bij slechts 5 onderzoeken het pelvis niet mee gescand. Het pelvis wordt dus in de meerderheid van de gevallen mee gescand, ook al wordt hier bij de aanvraag of in de titel van het protocol dikwijls geen

vermelding van gemaakt. Deze extra scanregio heeft nochtans een impact op de DLP en uiteindelijk E, aangezien de scanlengte langer is. Bovendien komen bepaalde stralingsgevoelige organen, zoals de gonaden, hierdoor in het scanveld te liggen. In deze studie worden alleen de CT abdomen – pelvis en CT thorax – abdomen – pelvis (CT TAP) opgenomen. Opsplitsing en aparte analyse van de onderzoeken met en zonder pelvis is weinig zinvol aangezien er te weinig data is van CT abdomen of CT thorax – abdomen onderzoeken waar de pelvis niet is gescand. De uiteindelijke analyses worden uitgevoerd op **546 CT-onderzoeken** (Tabel 8).

Tabel 8: Aantal onderzoeken volgens regio en jaar.

	2011	2015	Totaal
CT abdomen - pelvis	123	71	194
CT lumbale wervelzuil	122	67	189
CT thorax – abdomen - pelvis	94	69	163
Totaal	339	207	546

Verschillende dosisgrootheden worden bestudeerd en deze worden per onderzoek besproken. Bij analyse van de dosisdata wordt vastgesteld dat de distributie van de data geen normale verdeling vertoont. Er wordt geopteerd om de MLA uit te voeren op log-getransformeerde data. MLA veronderstelt namelijk normaliteit van data en de log-getransformeerde data sluit beter aan bij deze veronderstelling. In onderstaande tabellen en figuren worden de data getoond die reeds terug getransformeerd is. Een log transformatie heeft als gevolg dat **bij vergelijking van de data procentuele verschillen beschreven worden en geen absolute.**

8.2. CT abdomen - pelvis

8.2.1. Scanprotocol

Tabel 9 toont het meest gebruikte scanprotocol per toestel voor het CT abdomen – pelvis onderzoek. Gespecialiseerde onderzoeken worden niet geïnccludeerd in de studie, dus onderstaande protocollen zijn standaard abdomen – pelvis protocollen. Bij analyse van de technische parameters van de individuele onderzoeken wordt sporadisch een wijziging opgemerkt, maar in de meerderheid van de gevallen worden steeds dezelfde scaninstellingen gebruikt. Wanneer een onderzoek bestaat uit meerdere acquisities, bijvoorbeeld door het gebruik van contrast, blijven de instellingen per acquisitie toch gelijk. De $CTDI_{vol}$ waarde is dan ook de gemiddelde waarde voor alle reeksen.

De buisspanning wordt frequent ingesteld op 120 kVp en uitzonderlijk op 100 kVp. Buisstroommodulatie wordt frequent gebruikt, wat een goede zaak is aangezien deze techniek voor een aanzienlijke dosisreductie kan zorgen [40, 41]. Wanneer deze gemengd gebruikt wordt, is dit vermeld in de tabel. Opnametijden blijven steeds ruim onder 1 seconde. Voor de pitch wordt er een grote variatie opgemerkt tussen de verschillende scanprotocollen.

Tabel 9: De verschillende toestellen waarmee de CT abdomen onderzoeken werden uitgevoerd en de meeste gebruikte instellingen per acquisitie voor dit type onderzoek op het toestel.

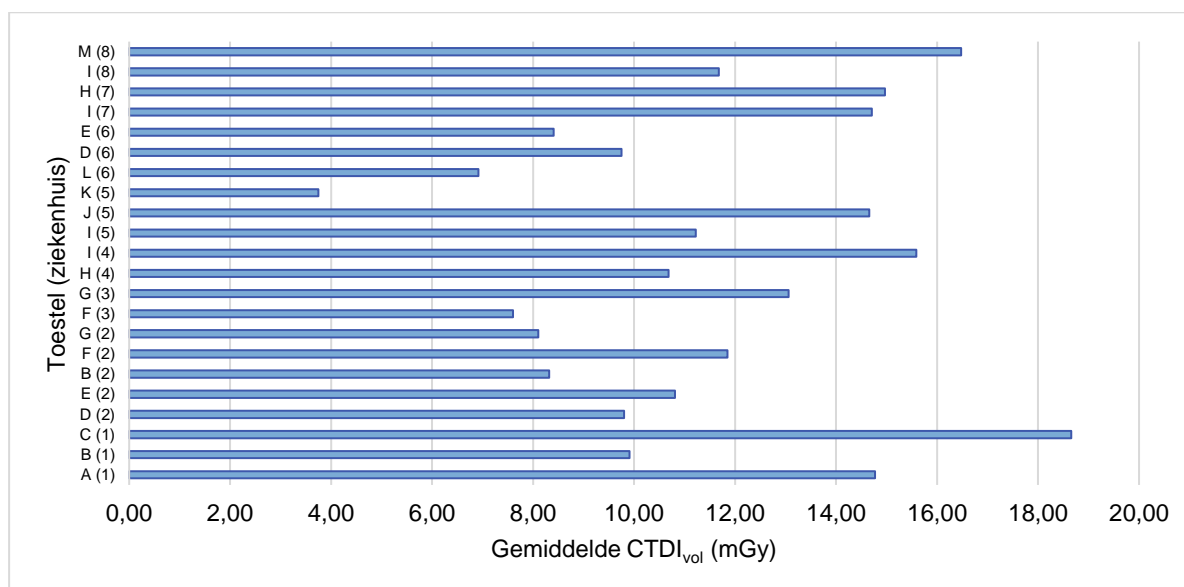
Toestel (ziekenhuis)	N	kVp	Gebruik TCM?	Tijd (s)	Pitch	Gemiddelde CTDI _{vol} (mGy) per reeks
A (1)	5	120	ja	0,500	0,900	14,77
B (1)	3	100	ja	0,500	0,900	9,91
C (1)	7	120	ja	0,500	N/A	18,66
D (2)	11	120	ja	0,500	1,200	9,80
E (2)	4	120	ja	0,500	1,000	10,81
B (2)	1	100	ja	0,500	0,600	8,32
F (2)	8	120	ja	0,842	0,891	11,85
G (2)	3	120	ja	0,500	0,813	8,10
F (3)	1	120	ja	0,457	0,921	7,60
G (3)	5	120	gemengd	0,457	N/A	13,06
H (4)	23	120	ja	0,500	1,375	10,68
I (4)	3	120	ja	0,500	1,380	15,59
I (5)	10	100	ja	0,800	1,380	11,22
J (5)	11	120	gemengd	0,965	1,380	14,66
K (5)	2	100	ja	0,500	0,990	3,75
L (6)	24	120	ja	0,500	0,800 - 0,900	6,92
D (6)	7	120	ja	0,500	N/A	9,75
E (6)	11	120 ^a	ja	0,500	0,800	8,41
I (7)	31	120	^b	0,600 - 0,699	^c	14,71
H (7)	12	120	ja	0,600	1,375	14,97
I (8)	5	120	N/A	0,800	0,984	11,68
M (8)	7	120	N/A	0,808	1,375	16,48

^a bij blanco reeks: 140 kVp

^b 2011: N/A; 2015: ja

^c 2011: N/A; 2015: 1,375

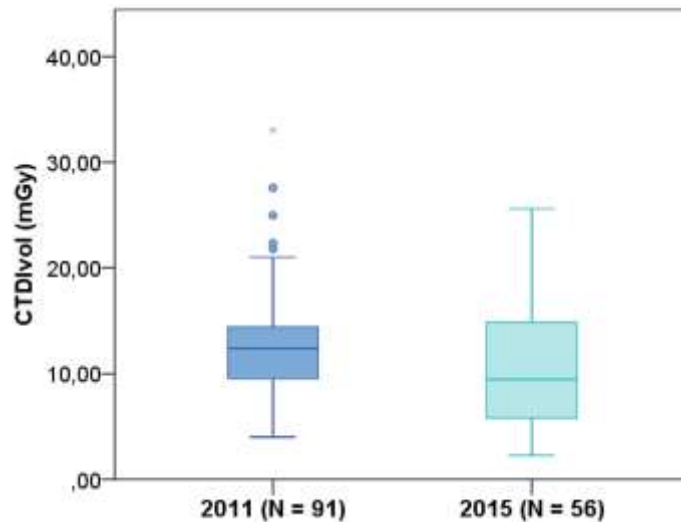
In Figuur 10 wordt de gemiddelde CTDI_{vol} weergegeven per acquisitie voor de verschillende toestellen. Er wordt een duidelijke spreiding getoond tussen de verschillende gemiddelde waarden.



Figuur 10: Vergelijking gemiddelde CTDI_{vol} per acquisitie voor CT abdomen voor de verschillende toestellen (ziekenhuis).

8.2.2. CTDI_{vol}

Figuur 11 toont de spreiding van de verschillende CTDI_{vol} voor de onderzoeken die bestaan uit 1 acquisitie uitgevoerd in 2011 en 2015. De gebruikte CTDI_{vol} is de waarde die overgenomen werd uit het dosisverslag van de CT-onderzoeken.

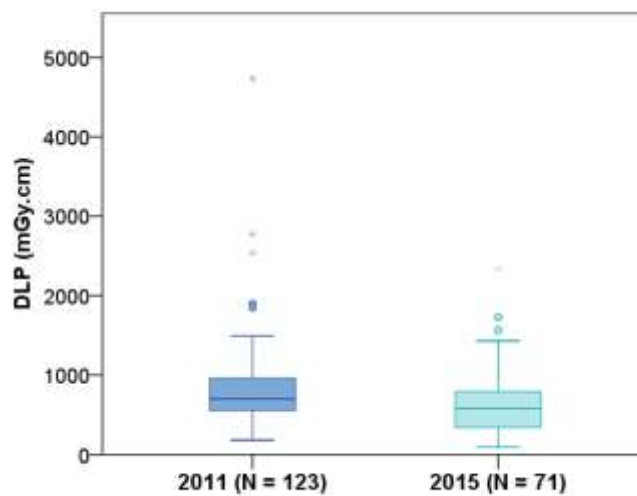


Figuur 11: Boxplot van CTDI_{vol} van het CT abdomen - pelvis onderzoek bestaande uit 1 acquisitie, gegroepeerd per jaar.

Via de MLA wordt een geschatte gemiddelde CTDI_{vol} gevonden voor MC2011 van **12,64 mGy** (95 % BI: 10,52 – 15,20). Voor MC2015 bedraagt deze **8,57 mGy** (95 % BI: 7,10 – 10,34). Tussen deze twee jaartallen wordt de daling geschat op **32 %** (95% BI: 22 % - 41 %). Deze daling is significant ($p < 0,001$).

8.2.3. DLP

In Figuur 12 wordt de spreiding van de DLP-waarden getoond voor alle onderzoeken (zowel 1 als meerdere acquisities) voor de beide jaren. De getoonde waarden zijn deze weerhouden uit het dosisverslag van de CT-onderzoeken.



Figuur 12: Boxplot van de spreiding van DLP voor alle onderzoeken, gegroepeerd per jaar.

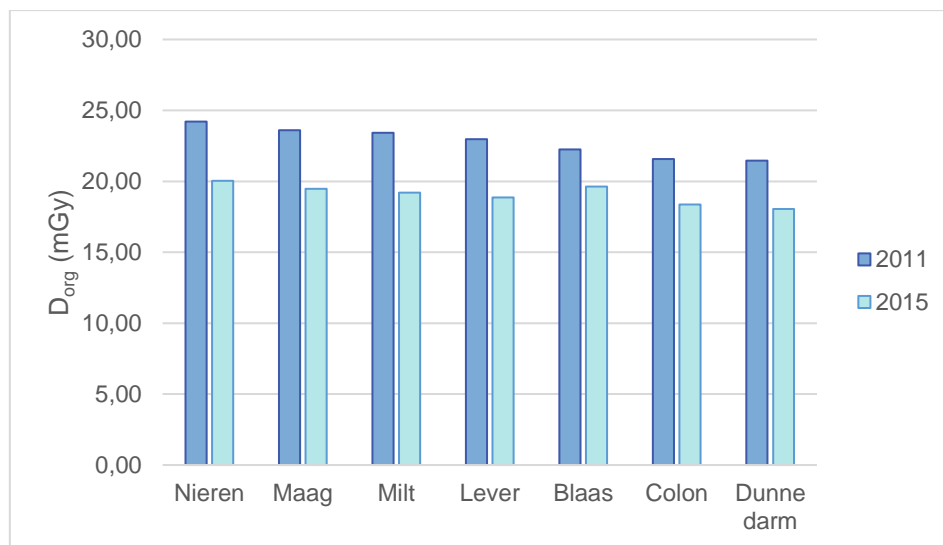
Via de MLA worden de gemiddelde DLP-waardes geschat van 2011 en 2015. Deze schatting geldt voor een populatie met een ratio man-vrouw van 50-50 en met een gemiddelde leeftijd van 57 jaar en waar een CT-onderzoek gemiddeld 1,43 reeksen bevat.

De gemiddelde DLP in 2011 wordt geschat op 764 mGy.cm (95 % BI: 618 – 944). In 2015 is deze waarde gedaald naar 526 mGy.cm (95 % BI 424 – 652).

Deze geschatte daling van 31 % is significant ($p < 0,001$; 95 % BI 22 % - 39 %).

8.2.4. Orgaandosissen

In totaal wordt met behulp van CT-Expo de dosis bepaald voor 33 organen en weefsels. Figuur 13 toont de 8 hoogste orgaandosissen voor het CT abdomen - pelvis onderzoek. De beschrijvende statistiek (gemiddelde, minimum, maximum, standaard deviatie) van alle organen en weefsels is terug te vinden in Appendix B.



Figuur 13: Gemiddelde orgaandosissen (D_{org}) bij het CT abdomen - pelvis onderzoek voor 8 geselecteerde organen in MC2011 en MC2015.

8.2.5. Effectieve dosis E

Voor het CT abdomen – pelvis onderzoek wordt de gemiddelde E bepaald met CT-Expo in 2011 geschat op **12,9 mSv** (95 % BI: 10,2 – 16,3). In 2015 is dit gedaald naar **9,0 mSv** (95 % BI: 7,1 – 11,4). Deze geschatte daling van **30 %** is significant ($p < 0,001$; 95 % BI: 20 % - 39 %). Deze resultaten gelden voor een populatie van gemiddeld 57 jaar, waar de man-vrouw verhouding 50:50 is en waarvan het CT-onderzoek gemiddeld 1,43 reeksen bevat.

CT abdomen - pelvis

- Scanprotocollen per toestel zijn gelijkaardig, met uitzondering van grote variabiliteit in pitch-waarde
- Grote variatie in $CTDI_{vol}$ per toestel
- Significante daling van $CTDI_{vol}$ tussen MC2011 en MC2015 met 32 %
- Significante daling van DLP tussen MC2011 en MC2015 met 31 %
- Significante daling van E tussen MC2011 en MC2015 met 30 %

8.3. CT lumbale wervelzuil

8.3.1. Scanprotocol

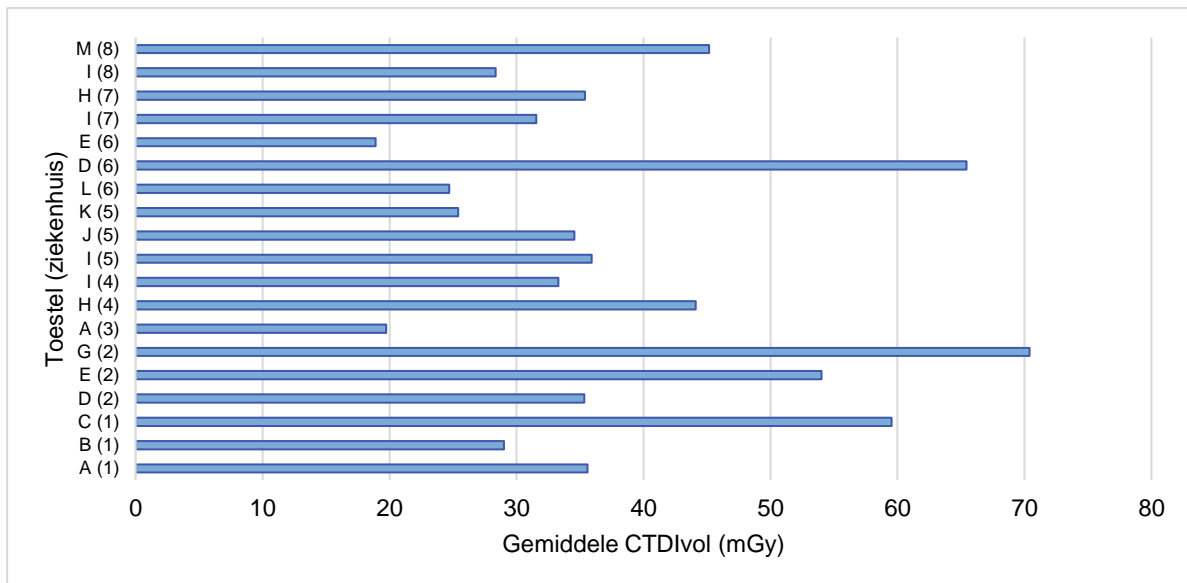
Tabel 10 toont de instellingen van het meest gebruikte scanprotocol op de verschillende toestellen. De pitch is steeds kleiner dan 1. Een lage pitch resulteert in een betere beeldkwaliteit, maar resulteert ook in een hogere dosis [81]. Dit is zichtbaar in de hoge CTDI_{vol} waarden.

Tabel 10: De verschillende toestellen waarmee de CT lumbale wervelzuil onderzoeken werden uitgevoerd en de meest gebruikte instellingen voor dit type onderzoek op het toestel.

Toestel (ziekenhuis)	N	kVp	Gebruik TCM?	Tijd (s)	Pitch	Gemiddelde CTDI _{vol} per reeks
A (1)	39	120 - 140	N/A	1,000	0,650	35,59
B (1)	1	120	N/A	N/A	N/A	29,01
C (1)	5	135	nee	0,750	N/A	59,54
D (2)	6	140	ja	1,000	0,900	35,33
E (2)	2	140	ja	1,000	0,900	54,02
G (2)	1	135	ja	1,000	0,638	70,40
A (3)	18	120	ja	1,000	0,800	19,72
H (4)	25	120	ja	1,825	0,516	44,11
I (4)	5	120	ja	1,825	0,530	33,28
I (5)	13	120	gemengd	1,825	0,520	35,92
J (5)	5	120	nee	2,107	N/A	34,56
K (5)	1	120	ja	1,000	0,984	25,41
L (6)	19	120	ja	1,000	0,550	24,69
D (6)	1	140	N/A	1,000	N/A	65,44
E (6)	5	120	ja	0,750	N/A	18,89
I (7)	20	120	gemengd	1,460	0,516	31,55
H (7)	15	120	gemengd	1,460	0,516	35,39
I (8)	4	120	nee	1,825	0,531	28,35
M (8)	4	120	nee	2,101 - 2,356	0,562	45,16

Er wordt een grote spreiding opgemerkt in opnametijd. Deze varieert tussen 0,750 s en 2,356. kVp wordt meestal ingesteld op 120 kVp, maar bij sommige protocollen wordt een buisspanning van 135 of 140 kVp gekozen. TCM wordt niet altijd toegepast bij de verschillende scanprotocollen.

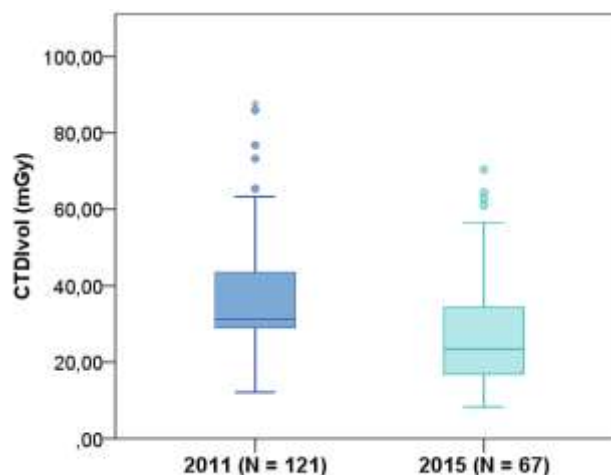
Wanneer de gemiddelde $CTDI_{vol}$ waarden per toestel uitgezet worden naast elkaar wordt een duidelijke variatie tussen de verschillende waarden waargenomen (Figuur 14).



Figuur 14: Gemiddelde $CTDI_{vol}$ per acquisitie voor CT lumbale wervelzuil voor de verschillende toestellen (ziekenhuis).

8.3.2. $CTDI_{vol}$

In Figuur 15 wordt de spreiding van de $CTDI_{vol}$ waarden getoond voor het CT onderzoek van de lumbale wervelzuil in 2011 en 2015. De getoonde waarden zijn deze weerhouden uit het dosisverslag van CT-onderzoeken van de lumbale wervelzuil die bestaan uit 1 acquisitie.

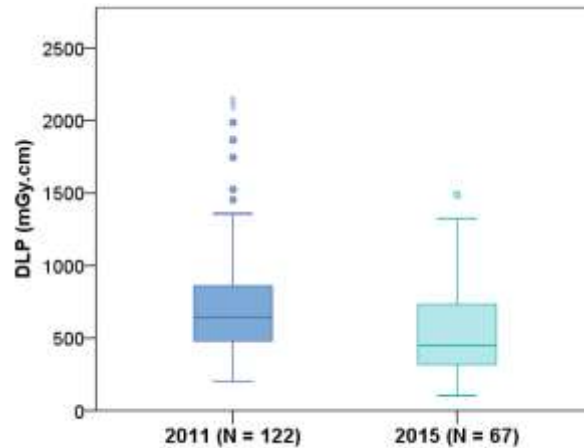


Figuur 15: Boxplot van $CTDI_{vol}$ van het CT lumbale wervelzuil onderzoek bestaande uit 1 acquisitie, gegroepeerd per jaar.

In MC2011 wordt door middel van de MLA de gemiddelde $CTDI_{vol}$ geschat op **36,34 mGy** (95 % BI: 30,29 – 43,63). Deze is gedaald naar **26,47 mGy** (95 % BI: 21,93 – 31,97) in MC2015. Dit stemt overeen met een significante geschatte daling van **27 %** tussen 2011 en 2015 (95 % BI: 17 % - 36 %; $p < 0,001$).

8.3.3. DLP

In Figuur 16 wordt de spreiding van de DLP-waarden getoond voor de lumbale wervelzuil onderzoeken en dit voor zowel 2011 als 2015. De getoonde waarden zijn deze weerhouden uit het dosisverslag van de CT-onderzoeken.

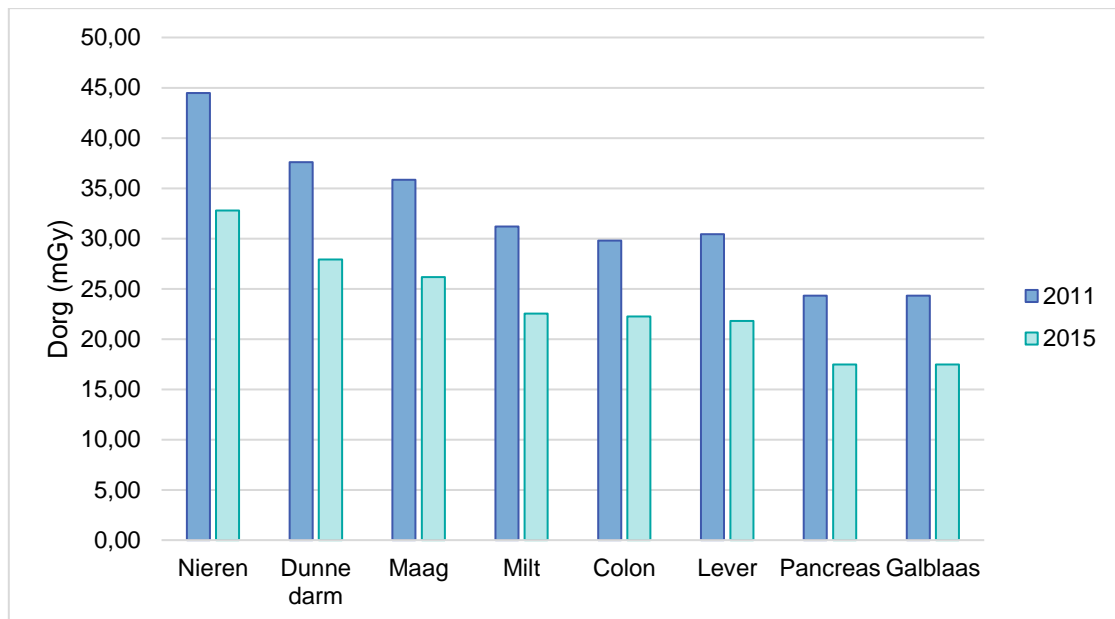


Figuur 16: Boxplot spreiding DLP voor CT lumbale wervelkolom.

Voor 2011 wordt de gemiddelde DLP geschat op **831 mGy.cm** (95 % BI: 671 – 1030). Deze **daalde gemiddeld 28 % in 2015**, naar een geschatte gemiddelde DLP van **595 mGy.Cm** (95% BI: 477 – 741). **Deze daling is significant** ($p < 0,001$) en is met 95 % zekerheid gelegen tussen 18 % en 38 %. Deze gemiddeldes gelden eveneens als bij het CT abdomen onderzoek voor een populatie waar de man:vrouw ratio 50:50 is, de gemiddelde leeftijd 57 en waar het CT-onderzoek gemiddeld 1.43 reeksen bevat.

8.3.4. Orgaandosissen

Figuur 17 toont de gemiddelde dosis voor de 8 organen die de hoogste dosis ontvangen bij een CT lumbale wervelzuil. De orgaandosissen van de overige organen en weefsel worden weergegeven in Appendix B.



Figuur 17: Gemiddelde orgaandosisen bij het CT lumbale wervelzuil onderzoek voor 8 geselecteerde organen in MC2011 en MC2015.

8.3.5. Effectieve dosis E

Voor het CT onderzoek van de lumbale wervelzuil wordt een significante daling van E waargenomen van **31 %** ($p < 0,001$). De werkelijke daling in de populatie zal met 95 % zekerheid tussen 21 en 41 % liggen. De gemiddelde E wordt in 2011 geschat op **15,5 mSv** (95 % BI: 12,2 – 19,7) en in 2015 op **10,7 mSv** (95 % BI: 8,4 – 13,6). E werd berekend met CT-Expo.

CT lumbale wervelzuil

- Bij scanprotocollen valt voornamelijk de lage pitch en grote opnametijd op
- Grote variatie in $CTDI_{vol}$ per toestel
- Significante daling van $CTDI_{vol}$ tussen MC2011 en MC2015 met 27 %
- Significante daling van DLP tussen MC2011 en MC2015 met 28 %
- Significante daling van E tussen MC2011 en MC2015 met 31 %

8.4. CT thorax – abdomen – pelvis (TAP)

8.4.1. Scanprotocol

De thorax en abdomen worden dikwijls in verschillende acquisities gescand bij het CT TAP onderzoek. Voor beide acquisities wordt er vaak gebruik gemaakt van verschillende scanparameters. Deze zijn opgelijst in Tabel 11 voor elke acquisitie. In ziekenhuis 1 worden als routine 3 acquisities gemaakt bij het TAP onderzoek, namelijk van thorax, lever, en abdomen en pelvis. Bij de andere centra wordt dit onderzoek in 1 ofwel 2 acquisities opgenomen.

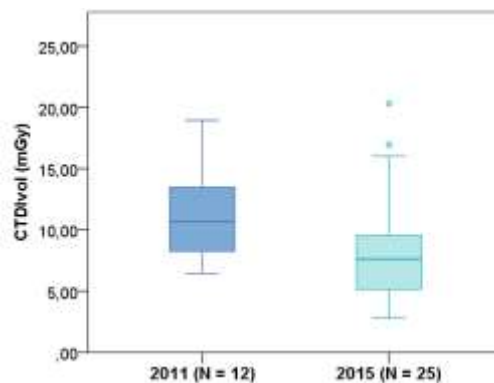
Tabel 11: De verschillende toestellen waarmee de CT TAP onderzoeken werden uitgevoerd en de meeste gebruikte instellingen voor dit type onderzoek op het toestel.

Toetsel (ziekenhuis)	N	Aantal acquisities	Gescande regio	kVp	Gebruik TCM?	Tijd (s)	Pitch	Gemiddelde CTDI _{vol} per reeks
A (1)	19	3	Thorax	120	ja	0,5	^a	9,56
			Lever	120	ja	0,5	0,9	10,72
			Abdomen - pelvis	120	ja	0,5	0,9	10,13
B (1)	16	3	Thorax	120	ja	0,5	0,9	8,71
			Lever	120	ja	0,5	0,9	10,08
			Abdomen - pelvis	120	ja	0,5	0,9	10,71
C (1)	1	3	Thorax	120	ja	0,5	0,9	21,00
			Lever	120	ja	0,5	0,9	24,40
			Abdomen - pelvis	120	ja	0,5	0,9	21,20
D (2)	22	2	Thorax	120	ja	0,375	1,2	9,70
			Abdomen - pelvis	120	ja	0,5	1,2	10,78
E (2)	8	2	Thorax	120	ja	0,5	1,1	8,57
			Abdomen - pelvis	120	ja	0,5	1,1	10,80
B (2)	5	2	Thorax	100, 120	ja	0,5	1,2	9,92
			Abdomen - pelvis	100, 120	ja	0,5	0,6	15,75
		1	TAP	100	ja	0,5	0,6	9,63
F (2)	8	2	Thorax	120	ja	0,813	0,923	9,26
			Abdomen - pelvis	120	ja	0,842	0,891	11,98
G (2)	3	1	TAP	120	ja	0,35	0,813	10,77
G (3)	1	1	TAP	120	ja	0,457	0,921	11,20
H (4)	33	2	Thorax	120	ja	0,5	0,984	14,90
			Abdomen - pelvis	120	ja	0,5	1,375	12,59
I (4)	4	2	Thorax	120	ja	0,5	0,98	17,53
			Abdomen - pelvis	120	ja	0,699	1,37	22,05
I (5)	10	1	TAP	100	ja	0,4	1,38	6,77
J (5)	4	1	TAP	120	gemengd	0,88	1,37	13,54
K (5)	7	1	TAP	100	ja	0,5	0,99	4,49
L (6)	7	2	Thorax	100	ja	0,33	1,2	2,46
			Abdomen - pelvis	100, 120	ja	0,5	0,8	5,74
D (6)	2	2	Thorax	120	gemengd	0,375	1,2	12,01
			Abdomen - pelvis	120	ja	0,5	0,8	11,78
I (7)	8	1	TAP	120	gemengd	0,5	1,375	11,91
H (7)	4	1	TAP	120	gemengd	0,5	1,375	12,34
I (8)	3	2	Thorax	120	ja	0,6; 0,8	1,375	11,86
			Abdomen - pelvis	120	N/A	0,8	0,984	20,86
M (8)	3	2	Thorax	120	ja	0,655	1,375	12,51
			Abdomen - pelvis	120	N/A	0,808	1,375	17,04

^a 2011: 1,2 - 1,4; 2015: 1,15 - 1,4

8.4.2. CTDI_{vol}

Figuur 18 toont de spreiding voor de enkelvoudige CT TAP onderzoeken van CTDI_{vol} in MC2011 en MC2015. De CTDI_{vol} waarden zijn diegene weerhouden uit het dosisverslag.

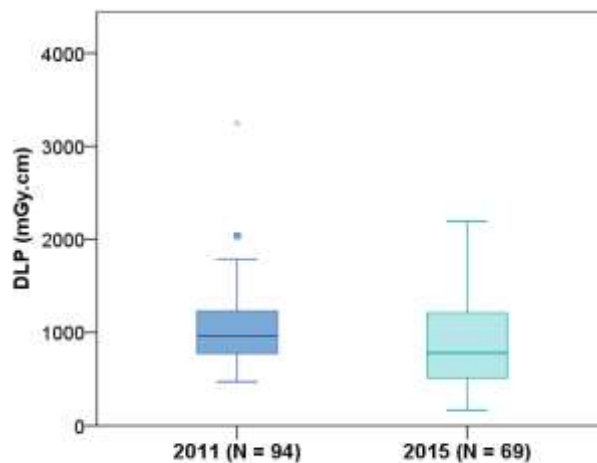


Figuur 18: Boxplot van de spreiding van CTDI_{vol} van het enkelvoudige CT TAP onderzoek.

Tussen de geschatte gemiddelde waarde van **2011 (10,26 mGy; 95% BI: 7,89 – 13,33)** en **MC2015 (7,85 mGy; 95 % BI 6,26 – 9,85)** wordt een **daling waargenomen van 23 %**. **Deze daling is echter niet significant** ($p = 0,058$). De werkelijke evolutie van CTDI_{vol} kan een lichte stijging met 1 % zijn of een daling tot wel 42 %.

8.4.3. DLP

In Figuur 19 wordt de spreiding van de DLP-waarden getoond van alle CT TAP onderzoeken voor 2011 als 2015. De getoonde waarden zijn deze weerhouden uit het dosisverslag van de onderzoeken.

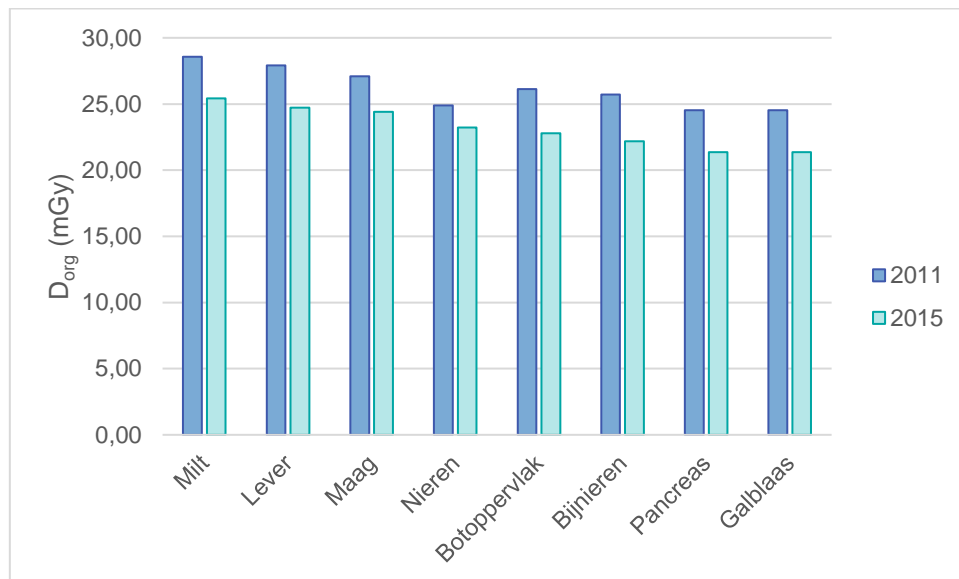


Figuur 19: Boxplot spreiding DLP voor CT TAP.

De gemiddelde waardes zijn voor 2011 en 2015 respectievelijk geschat op **757 mGy.cm** (95 % BI 609 – 940) en **691 mGy.cm** (95 % BI: 556 – 859). Een **daling van 9 %** wordt voor de populatie geschat, maar **significantie kon niet worden aangetoond** ($p = 0,191$). De werkelijke evolutie tussen de DLP voor het CT TAP onderzoek tussen 2011 en 2015 kan zowel een stijging zijn (maximaal 5 %) als een daling (maximaal 20 %). Deze resultaten gelden voor een populatie van gemiddeld 57 jaar, waar de man-vrouw verhouding 50:50 is en waarvan het CT-onderzoek gemiddeld 1,43 reeksen bevat.

8.4.4. Orgaandosissen

In Figuur 20 worden voor het CT TAP onderzoek de dosissen getoond voor de 8 organen die de hoogste dosis ontvangen. De dosissen van de overige organen en weefsels zijn terug te vinden in Appendix B.



Figuur 20: Gemiddelde orgaandosissen bij het CT TAP onderzoek voor 8 geselecteerde organen in MC2011 en MC2015.

8.4.5. Effectieve dosis E

Net zoals het abdomen - pelvis en lumbale wervelzuil CT-onderzoek werd een schatting van de gemiddelde E berekend met CT-Expo gemaakt via MLA. In 2011 werd E geschat op gemiddeld **12,7 mSv** (95 % BI: 10,0 – 16,1). In 2015 is dit **gedaald naar 11,8 mSv** (95 % BI: 9,3 – 15,1). Deze daling is echter in tegenstelling met het abdomen - pelvis en lumbale wervelzuil onderzoek **niet significant** ($p = 0,334$). Gemiddeld wordt er een daling van **7 %** waargenomen, maar het 95 % betrouwbaarheidsinterval geeft aan dat de geschatte evolutie tussen beide jaartallen zowel een stijging van 7 % kan zijn als een daling van 19 %. Deze resultaten gelden voor een populatie van gemiddeld 57 jaar, waar de man-vrouw verhouding 50:50 is en waarvan het CT-onderzoek gemiddeld 1,43 reeksen bevat.

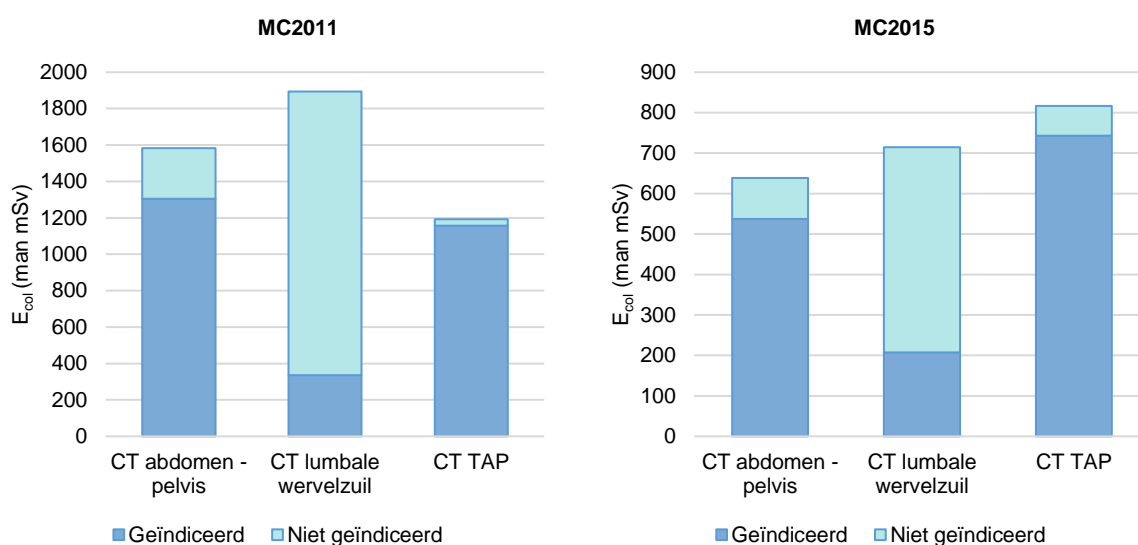
CT thorax - abdomen - pelvis

- Scanprotocollen worden opgesplitst in onderzoeken die bestaan uit 1, 2 of 3 acquisities. Per acquisitie verschillen de parameters.
- Daling van $CTDI_{vol}$ tussen MC2011 en MC2015 met 23 %. Deze daling is echter niet significant.
- Daling van DLP tussen MC2011 en MC2015 met 9 %. Deze daling is echter niet significant.
- Daling van E tussen MC2011 en MC2015 met 7 %. Deze daling is echter niet significant.

8.5. Collectieve effectieve dosis

8.5.1. Steekproef

Via de methode beschreven in 7.5.1. wordt de E_{col} bepaald voor deze steekproef. Als gemiddelde effectieve dosis wordt gekozen om te werken met de gecorrigeerde effectieve dosis bekomen uit de multilevel analyse. In MC2011 wordt voor een totaal van 339 CT-onderzoeken een E_{col} berekend van **4669 man mSv**. Voor MC2015 bedraagt dit voor 207 CT-onderzoeken **2170 man mSv**. In MC2011 bedroeg de gemiddelde E per hoofd **13,8 mSv**. In MC2015 is dit gedaald naar **10,5 mSv**. Figuur 21 toont de E_{col} per onderzoek voor MC2011 en MC2015. Per onderzoek wordt E_{col} opgesplitst in de bijdrage van geïndiceerde en niet-geïndiceerde onderzoeken aan de totale E_{col} .



Figuur 21: (links) E_{col} voor de drie onderzoeken in MC2011, opgesplitst voor de geïndiceerde en niet-geïndiceerde onderzoeken. (rechts) E_{col} voor de drie onderzoeken in MC2015, opgesplitst voor de geïndiceerde en niet-geïndiceerde onderzoeken.

In MC2011 werd er bepaald dat 17,6 % van de abdomen - pelvis onderzoeken niet-geïndiceerd zijn, in 2015 is dit gedaald naar 15,9 % [74]. Van de 123 CT abdomen - pelvis onderzoeken in 2011, zijn **22 onderzoeken niet gerechtvaardigd**. Dit stemt overeen met een E_{col} van **279 man mSv**. Voor het CT-onderzoek van de lumbale wervelzuil zijn in **2011** 82,2 % van de onderzoeken foutief aangevraagd. Dit resulteert in een E_{col} van **1556 man mSv voor een totaal van 100 foutief aangevraagde onderzoeken**. In **2015** is dit gedaald naar 71,0 % niet-geïndiceerde onderzoeken. E_{col} is eveneens gedaald naar **507 man mSv voor 48 niet gerechtvaardigde CT-opnames**. Voor het TAP onderzoek was in 2011 3,1 % van de onderzoeken foutief aangevraagd. Dit stemt voor deze steekproef overeen met **3 onderzoeken** en een E_{col} van **37 man mSv**. In 2015 is het aantal niet correct aangevraagde onderzoeken echter gestegen naar 9 %. E_{col} stijgt hierdoor in onze steekproef naar **73 man mSv voor 6 niet correct aangevraagde onderzoeken**.

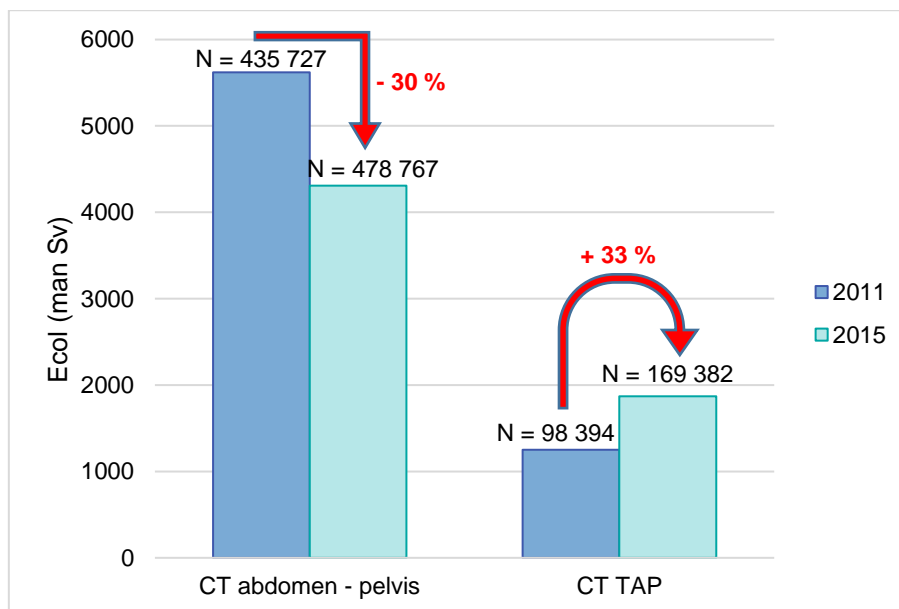
In MC2011 zijn onderzoeken die niet-geïndiceerd zijn goed voor een collectieve effectieve dosis van **1872 man mSv**. Dit stemt overeen met **40 % van de totale collectieve effectieve dosis** voor deze subpopulatie. Voornamelijk het CT-onderzoek van de lumbale wervelzuil is verantwoordelijk voor de onnodige dosis. In **MC2015** is het aandeel van de niet-geïndiceerde onderzoeken aan de collectieve effectieve dosis gedaald naar **31 %**. De onnodige dosis waaraan de populatie in deze steekproef is blootgesteld bedraagt **682 man mSv**. CT lumbale wervelzuil heeft nog steeds het grootste aandeel in deze onnodige dosis.

8.5.2. Belgische populatie

Via het RIZIV werd data verkregen over het aantal CT-onderzoeken in 2011 en 2015. Er werden in totaal 435 727 CT-opnames van het abdomen gemaakt in 2011. Wanneer dit aantal vermenigvuldigd wordt met de E per onderzoek, wordt een collectieve effectieve dosis van **5621 man Sv** bekomen voor de CT abdomen onderzoeken in 2011. In 2015 is E_{col} **30 % gedaald** naar **4309 man Sv**. Voor het thorax – abdomen onderzoek is E_{col} in 2011 **1250 man Sv voor 98 394 onderzoeken**, in 2015 is dit **33 % gestegen** tot **1869 man Sv voor 158 382 CT-opnames** (Figuur 22).

De nomenclatuur van de geneeskundige verstrekkingen maakt geen onderscheid tussen CT cervicale en lumbale wervelzuil. **Het aantal CT-onderzoeken van de lumbale wervelzuil is niet geweten en E_{col} kan voor dit type onderzoek niet bepaald worden.**

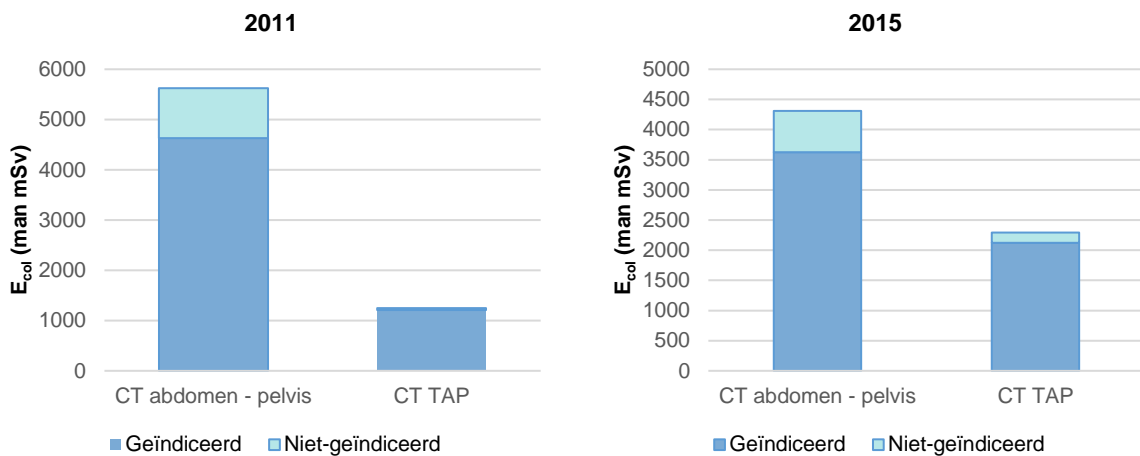
Er wordt eveneens geen onderscheid gemaakt tussen een CT abdomen – pelvis onderzoek en CT abdomen of een CT thorax – abdomen en CT TAP. In bovenstaande E_{col} werd de E bekomen voor respectievelijk CT abdomen – pelvis en CT TAP vermenigvuldigd met het aantal CT abdomen onderzoeken en CT thorax – abdomen onderzoeken. Deze waarde is dus mogelijks een overschatting van de werkelijke dosis aangezien de aantallen verkregen van het RIZIV ook CT abdomen en CT thorax - abdomen onderzoeken bevatten waar het pelvis niet tot de scanregio behoort en de dosis van deze onderzoeken hoogstwaarschijnlijk lager ligt dan de gevonden E in deze studie. Uit de steekproef blijkt echter dat bij de meerderheid van de CT-opnames van het abdomen, namelijk 97 %, het pelvis eveneens gescand wordt. Ook bij thorax - abdomen werd het pelvis slechts in 3 % van de opnames niet gescand met de thorax en abdomen. De bekomen E_{col} voor de Belgische populatie zal dus mogelijks de werkelijke E_{col} overschatten, maar indien dezelfde verhoudingen gelden bij de data van het RIZIV, zal de afwijking klein zijn.



Figuur 22: E_{col} voor het CT abdomen - pelvis en CT TAP onderzoek voor de Belgische populatie in 2011 en 2015. Boven de staven wordt het aantal CT-onderzoeken weergegeven.

Voor het abdomen - pelvis CT-onderzoek is 17,6 % of **989 man Sv** niet gerechtvaardigd in 2011. In 2015 daalde dit naar **685 man Sv** (15,9 %). De CT TAP opname was in 2011 in 3,1 %

van de gevallen niet gerechtvaardigd. Dit stemt overeen met een E_{col} van **39 man Sv**. In 2015 is dit gestegen naar **168 man Sv** (Figuur 23).



Figuur 23: (links) E_{col} voor CT abdomen - pelvis en CT TAP voor de Belgische populatie in 2011, opgesplitst voor de geïndiceerde en niet-geïndiceerde onderzoeken. (rechts) E_{col} voor CT abdomen - pelvis en CT TAP voor de Belgische populatie in 2015, opgesplitst voor de geïndiceerde en niet-geïndiceerde onderzoeken.

Collectieve effectieve dosis

Studiepopulatie

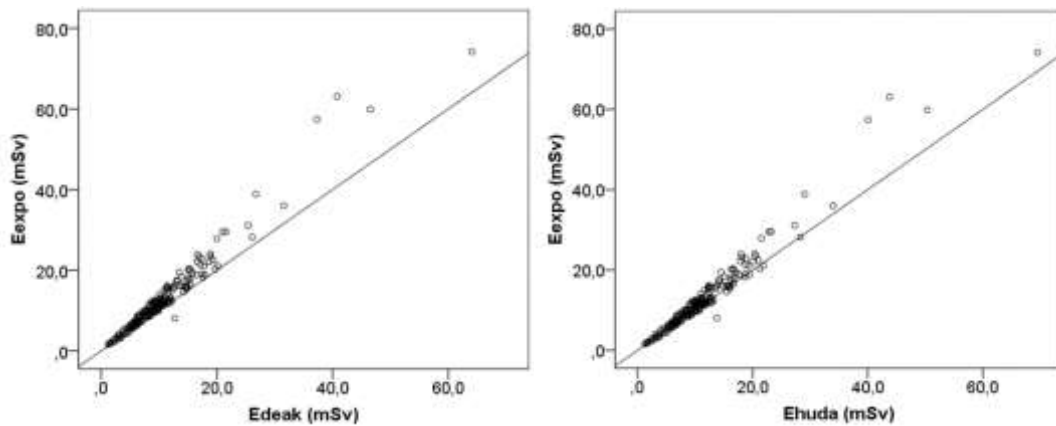
- MC2011: E_{col} is gelijk aan **4669 man mSv** (gemiddeld 13,8 mSv per caput) **40 % van de totale E_{col}** (1872 man mSv) is het gevolg van **niet-geïndiceerde CT-onderzoeken**.
- MC2015: E_{col} is gelijk aan **2170 man mSv** (gemiddeld 10,5 mSv per caput) **31 % van de totale E_{col}** (682 man mSv) is het gevolg van **niet-geïndiceerde CT-onderzoeken**

Belgische populatie

- De stralingsbelasting voor de populatie van het **CT abdomen - pelvis** onderzoek is tussen 2011 en 2015 met **30 % gedaald**. **989 man Sv** en **685 man Sv** van de totale E_{col} is het gevolg van **niet gerechtvaardigde CT-onderzoeken in respectievelijk 2011 en 2015**.
- De stralingsbelasting voor de populatie van het **CT TAP** onderzoek is tussen 2011 en 2015 met **33 % gestegen**. De E_{col} van niet gejustificeerde onderzoeken is eveneens gestegen van **36 man Sv** naar **168 man Sv**.

8.6. Effectieve dosis met behulp van k-factoren

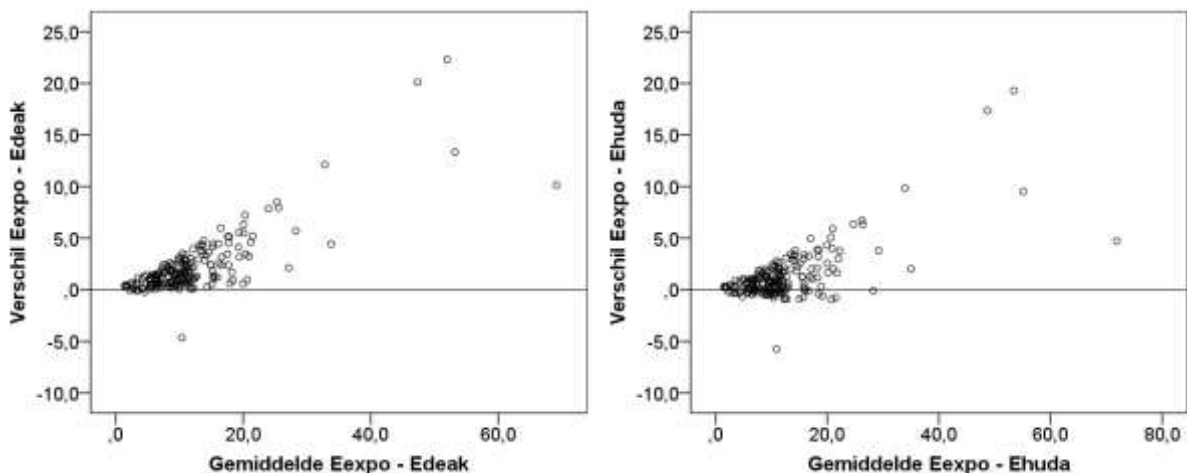
Via een *scatterplot* wordt visueel beoordeeld of er een correlatie bestaat tussen E_{Expo} en E_{Deak} enerzijds en E_{xpo} en E_{Huda} anderzijds (Figuur 24).



Figuur 24: (links) Scatterplot van E_{expo} en E_{Deak} . (rechts) Scatterplot van E_{expo} en E_{Huda} .

Bij zowel de k-factoren van Deak et al. en Huda et al. wordt opgemerkt dat E bepaald via CT-Expo systematisch hogere E oplevert dan via de conversiefactoren. Bij hogere waarden van E lijkt deze afwijking groter te zijn.

De ICC voor de vergelijking van E_{expo} en E_{Deak} bedraagt 0,916 (95 % BI: 0,725 – 0,962). Voor de vergelijking van E_{expo} met E_{Huda} bedraagt deze 0,951 (95 % BI: 0,901 – 0,972). Deze resultaten wijzen op een hoge graad van correlatie tussen beide methodes, maar voorzichtigheid bij interpretatie van deze resultaten is aangeraden. De mate van correlatie kan hoog zijn, toch kunnen deze waarden absoluut gezien erg van elkaar verschillen. Bij evaluatie van de *scatterplots* wordt er inderdaad gezien dat de afwijking tussen de methodes systematisch is. Om een idee te krijgen van de grootte van de afwijkingen tussen de verschillende methodes wordt een Bland-Altman plot opgesteld.



Figuur 25: Bland-Altman plots voor evaluatie afwijkingen tussen (links) E bepaald via CT-Expo en k-factoren uit de publicatie van Deak et al. (rechts) E bepaald via CT-Expo en k-factoren uit de publicatie van Huda et al.

Figuur 25 toont de Bland-Altman plots voor een inschatting te maken van de verschillen tussen E bepaald met CT-Expo en de conversiefactoren. In deze plots is $Y = 0$ de lijn van perfecte overeenkomst tussen beide werkwijzen of met andere woorden: met beide methodes wordt exact dezelfde E gevonden. Zoals Figuur 25 toont is E bepaald via CT-Expo systematisch hoger dan E bepaald via de conversiefactoren. Voor Deak et al. loopt dit verschil voor grote E waarden bijna op tot 25 eenheden, bij Huda et al. tot 20 eenheden. Via visuele analyse van deze plots zullen de conversiefactoren van Huda et al. E iets beter inschatten dan deze van Deak et al. Bij de Bland-Altman plot van Huda et al. liggen er ook nog verschillende punten onder de referentielijn, dit impliceert dat deze methode de E ook kan onderschatten in

vergelijking met CT-Expo. Gemiddeld wordt er een afwijking van 15 % gevonden tussen E_{expo} en E_{Deak} en 7 % voor E_{expo} en E_{Huda} .

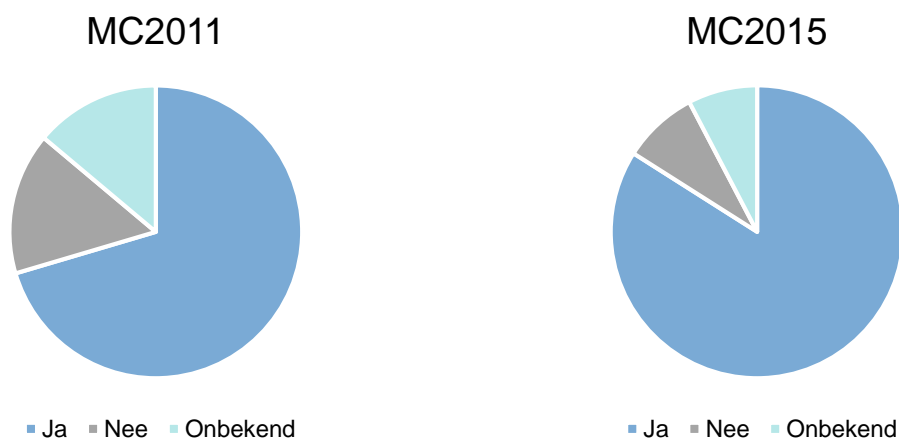
Gebruik van k-factoren voor bepaling E

- E bepaald met de k-factoren van Huda et al. geven een iets betere inschatting van E dan deze van Deak et al.
- E_{Expo} ligt gemiddeld 7 % hoger dan E_{Huda} en 15 % dan E_{Deak} .

8.7. Gebruik van dosisreductietechnieken

8.7.1. Buisstroommodulatie

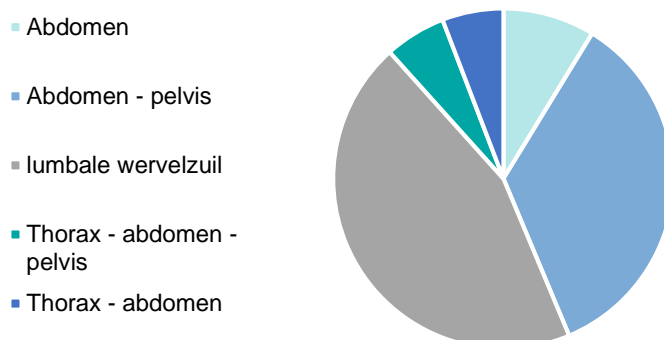
Het gebruik van dosisreductietechnieken wordt niet duidelijk geregistreerd bij CT-opnames. Het gebruik van buisstroommodulatie of *tube current modulation* (TCM) kan afgeleid worden uit de mAs-waarden van de dose report. Wanneer deze per snede varieert wordt er verondersteld dat er gebruik gemaakt wordt van deze techniek. In sommige gevallen was de mAs-waarde echter niet ingevuld. Het is ook mogelijk dat er binnen 1 onderzoek voor de verschillende reeksen wel en geen TCM gebruikt worden. Het gebruik van deze techniek is dan ook in onderstaande figuren geregistreerd per reeks en niet meer onderzoek.



Figuur 26: Verdeling gebruik TCM in (rechts) MC2011 en (links) MC2015.

In **MC2011** wordt er bij **70 % van de opgenomen reeksen gebruik gemaakt van TCM**. In **MC2015** is dit **gestegen naar 84 %** (Figuur 26). Zoals blijkt uit Figuur 27 worden voornamelijk opnames van de LWZ zonder TCM (45 %) opgenomen.

Regio's waar TCM niet werd toegepast



Figuur 27: Verdeling van de reeksen waarvoor geen TCM gebruikt werd voor zowel MC2011 als MC2015.

8.7.2. Iteratieve reconstructie

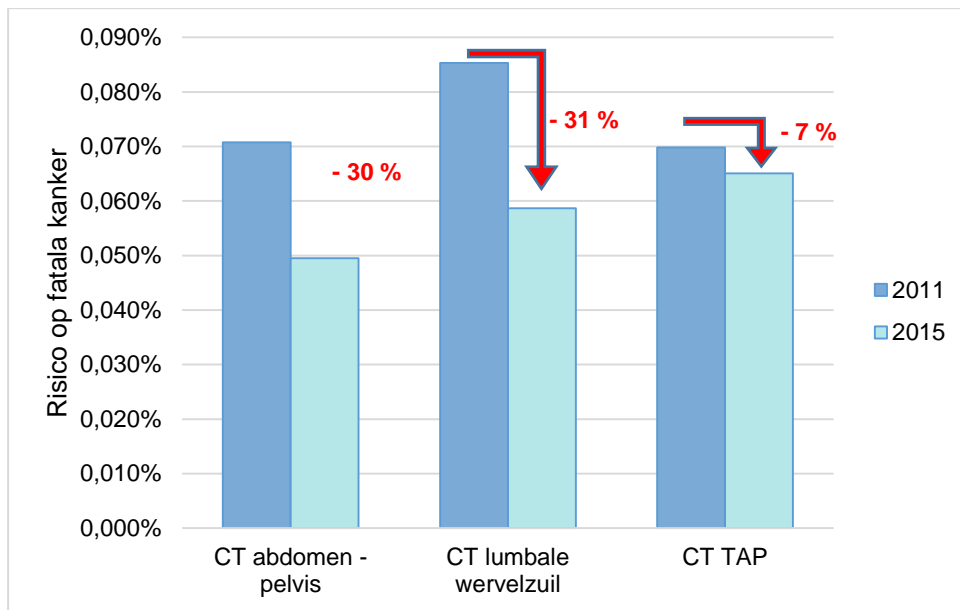
Het gebruik van iteratieve reconstructie kan bij sommige onderzoeken worden afgeleid uit de gebruikte convolutiekern. Af en toe is het gebruik ervan ook aangegeven in het dosisverslag. **In vele gevallen is het echter onduidelijk of er wel dan niet gebruik werd gemaakt van iteratieve reconstructie.** Er werd een kleine enquête afgenomen bij de verschillende centra om te peilen naar het gebruik van iteratieve reconstructie in de klinische praktijk. 7 van de 8 centra geven aan dat ze dit op routinematige basis gebruiken. In 1 centrum wordt dit slechts beperkt gebruikt.

Gebruik dosisreductietools

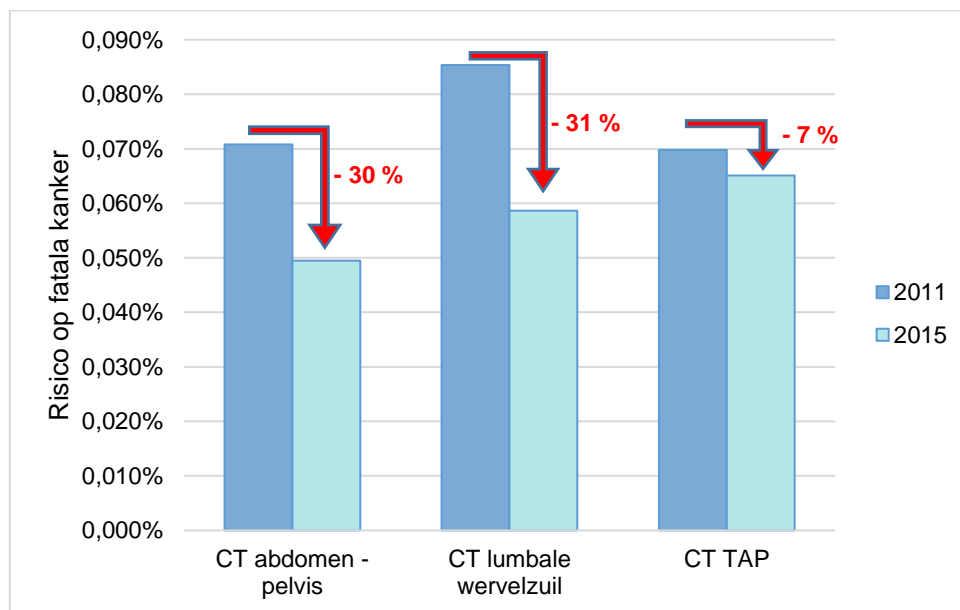
- Gebruik buisstroommodulatie is gestegen tussen 2011 en 2015
- Gebruik van iteratieve reconstructie kon niet geregistreerd worden, maar een kleine enquête bij de deelnemende ziekenhuizen maakt duidelijk dat dit routinematig wordt gebruikt

8.8. Risicoanalyse

Wanneer de gemiddelde E, bekomen met de MLA, vermenigvuldigd worden met de risicocoefficienten van ICRP 103 (Tabel 3) kan het risico voor stochastische effecten bepaald worden. De resultaten van de MLA gelden voor de volledige populatie dus de risicofactor voor een fatale kanker van **5,5 % / Sv** kan worden aangewend.

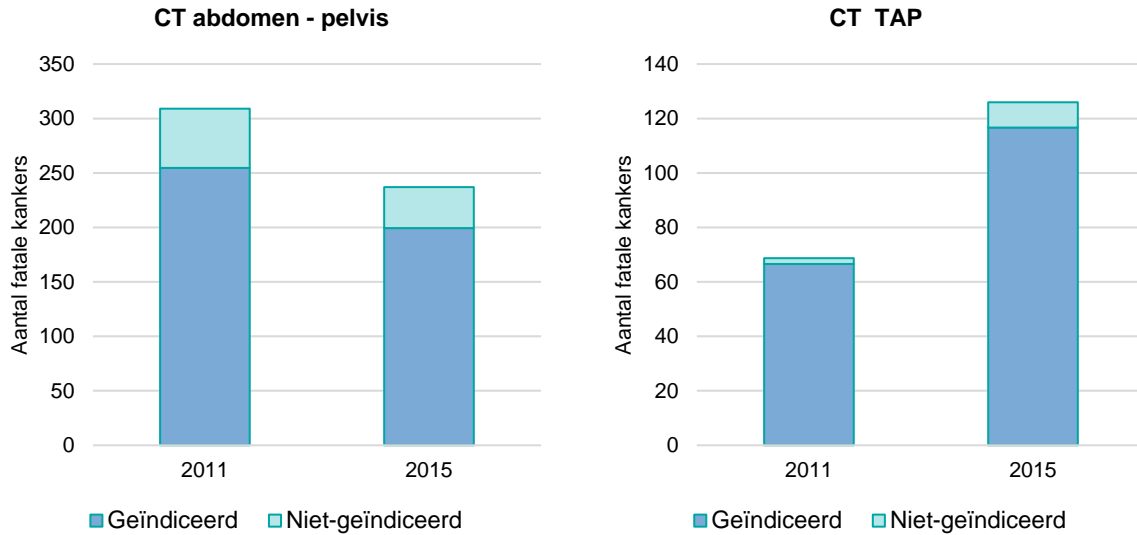


Figuur 28 toont het geschatte risico op fatale kanker in 2011 en 2015 voor de drie onderzoeken. Voor het CT abdomen is er een daling tussen 2011 en 2015 van **30 %**. Voor de CT-opname van de lumbale wervelkolom en thorax – abdomen is dit respectievelijk **31 %** en **7 %**.



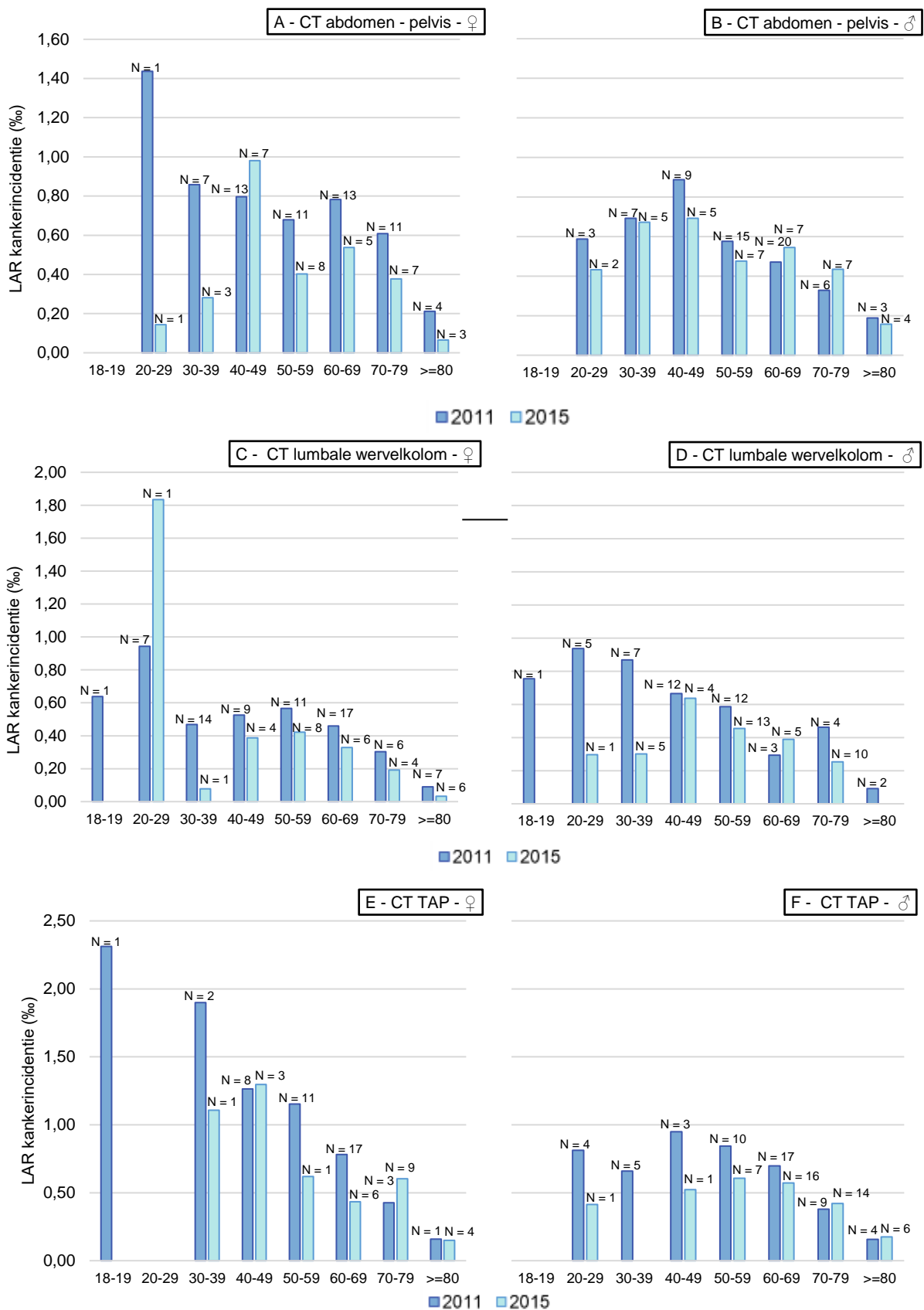
Figuur 28: Risico op fatale kanker voor de 3 CT-onderzoeken bepaald voor 2011 en 2015.

In Figuur 29 wordt het **theoretisch aantal geïnduceerde fatale kankers in de Belgische populatie** weergegeven van geïndiceerde en niet-geïndiceerde onderzoeken in 2011 en 2015. Door de daling van het aantal niet-geïndiceerde CT abdomen onderzoeken in 2015 (van 17,6 % naar 15,6 %) is het aandeel van niet-geïndiceerde fatale kankers eveneens gedaald. In 2015 was er voor het TAP CT-onderzoek een stijging van het aantal niet-geïndiceerde onderzoeken (2011: 3 %, 2015: 9%). Het aantal fatale kankers, geïnduceerd door niet gerechtvaardigde onderzoeken, is hierdoor verviervoudigd.

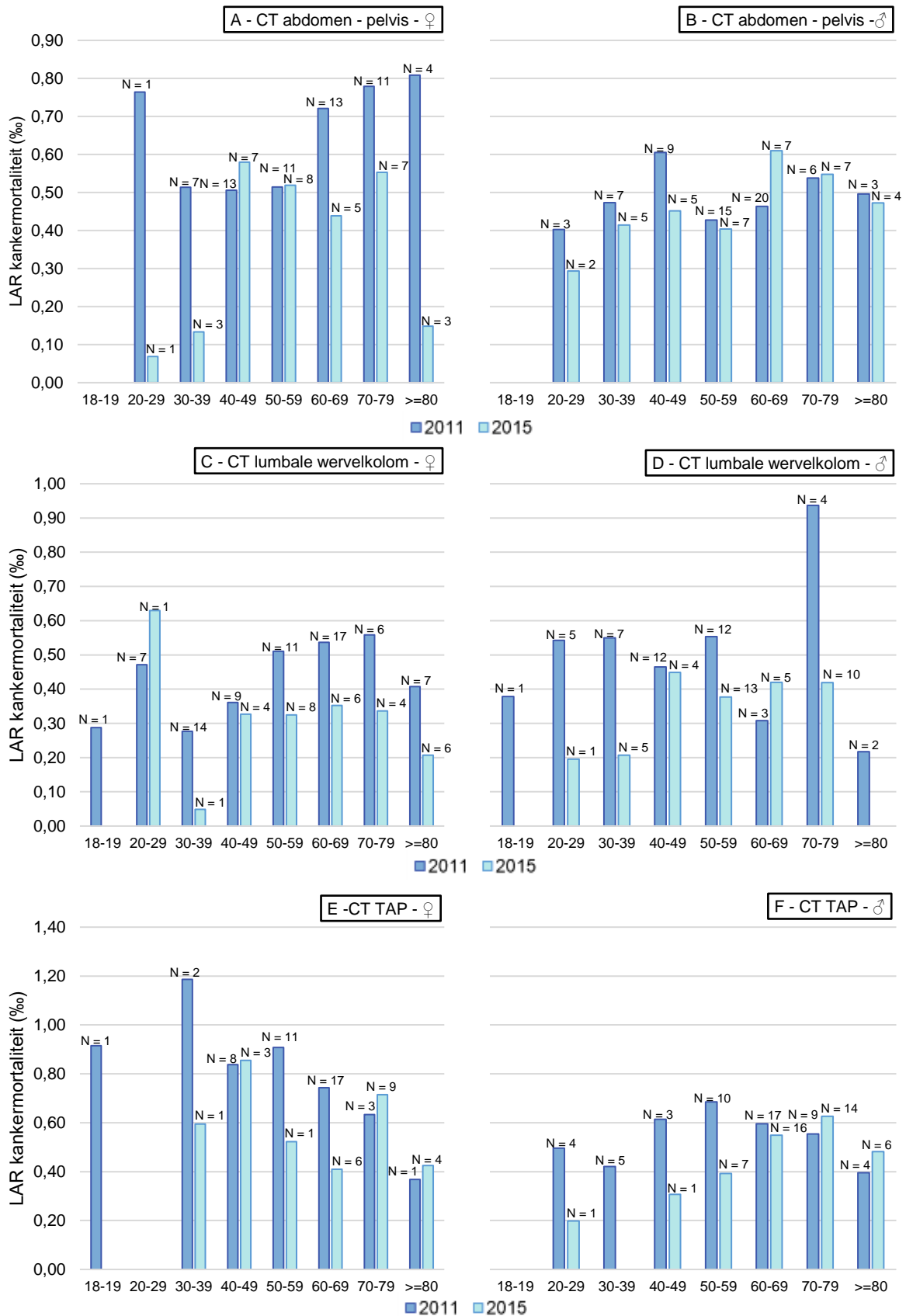


Figuur 29: Aantal fatale kankers veroorzaakt in de Belgische populatie door geïndiceerde en niet-geïndiceerde CT abdomen - pelvis (rechts) en CT TAP (links) onderzoeken in 2011 en 2015.

Om leeftijd en geslacht mee in rekening te brengen bij de risicoanalyse wordt voor de drie onderzoeken de LAR voor kankerincidentie (Figuur 30) en –mortaliteit (Figuur 31) bepaald. Deze figuren tonen de gemiddelde LAR per leeftijdscategorie voor de drie onderzoeken en de verschillende jaren en geslachten.

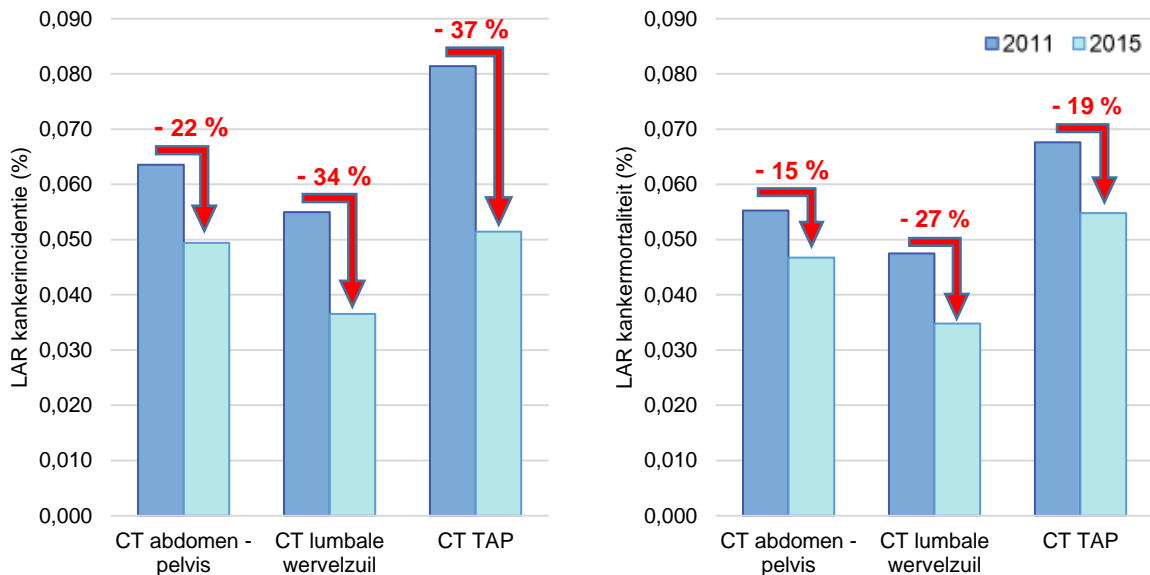


Figuur 30: LAR voor kankerincidentie (%), opgesplitst per leeftijdscategorie (jaar), beide jaren (2011 – 2015), geslacht en per onderzoek: CT abdomen onderzoek (A en B), CT lumbale wervelzuil onderzoek (C en D) en CT TAP onderzoek (E en F). Boven de staven wordt het aantal onderzoeken vermeld.



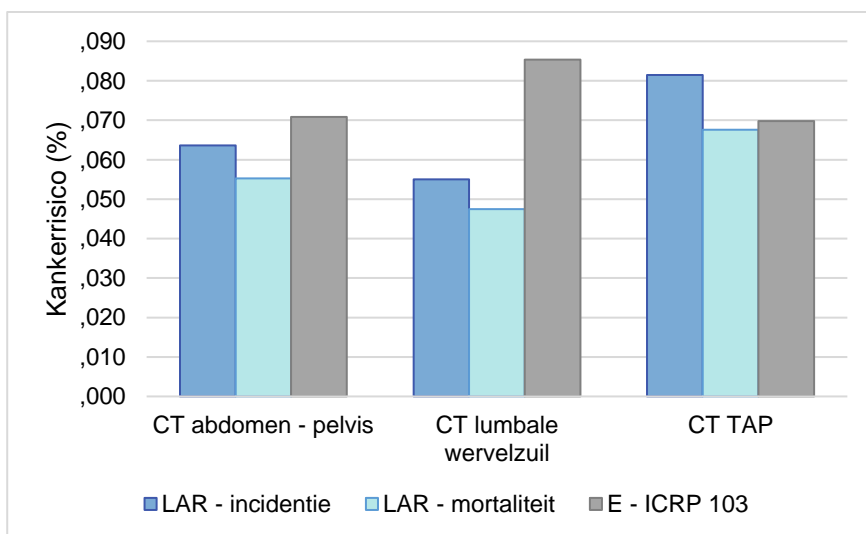
Figuur 31: LAR voor kankermortaliteit (%), opgesplitst per leeftijdscategorie (jaar), beide jaren (2011 – 2015), geslacht en per onderzoek: CT abdomen onderzoek (A en B), CT lumbale wervelzuil onderzoek (C en D) en CT TAP onderzoek (E en F). Boven de staven wordt het aantal onderzoeken vermeld.

Figuur 32 - links toont het gemiddelde geschatte risico op kankerincidentie in 2011 en 2015 voor de drie onderzoeken. Voor het CT abdomen - pelvis is er een daling tussen 2011 en 2015 van **22 %**. Voor de CT-opname van de lumbale wervelkolom en TAP is dit respectievelijk **34 %** en **37 %**. Rechts wordt het geschatte risico op kankermortaliteit getoond voor 2011 en 2015. Ook hier wordt voor alle onderzoeken een daling gevonden tussen 2011 en 2015, namelijk **15 %**, **27 %** en **19 %** voor respectievelijk het CT abdomen - pelvis, lumbale wervelkolom en CT TAP onderzoek.



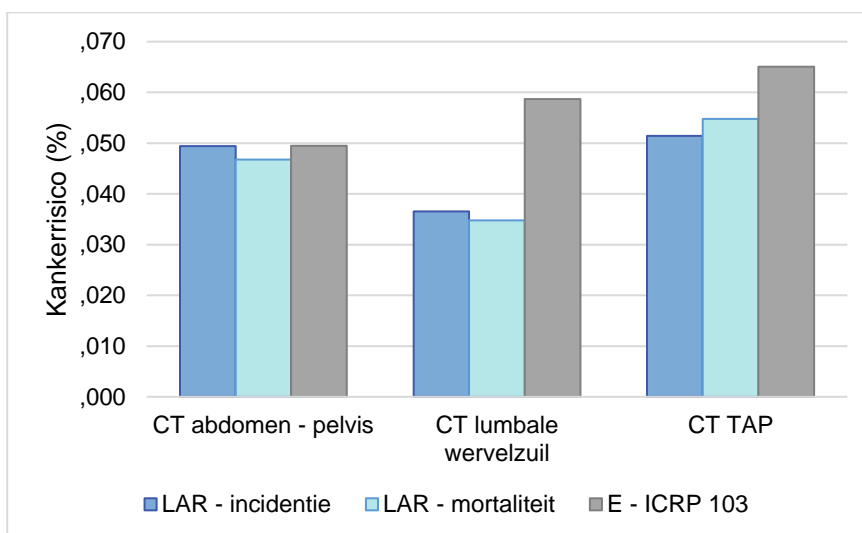
Figuur 32: (links) Geschat gemiddelde LAR op kankerincidentie voor de drie onderzoeken voor 2011 en 2015. (rechts) Geschat gemiddelde LAR op kankermortaliteit voor de drie onderzoeken voor 2011 en 2015.

In Figuur 33 wordt een vergelijking gemaakt tussen de geschatte risico's voor deze specifieke studiepopulatie in 2011 met behulp van E en de risicocoëfficiënten gepubliceerd in ICRP 103 en met behulp van LAR voor kankerincidentie en -mortaliteit.



Figuur 33: Geschatte risico's voor de studiepopulatie in 2011 voor de drie onderzoeken. Risico's worden bepaald met ofwel E en de risicocoëfficiënten uit ICRP 103 ofwel orgaandosissen en de LAR risicofactoren uit het BEIR VII rapport.

In Figuur 34 wordt eveneens een vergelijking gemaakt van de verschillende methodes om de risico's te bepalen voor de geschatte risico's in 2015.



Figuur 34: Geschatte risico's voor de studiepopulatie in 2015 voor de drie onderzoeken. Risico's worden bepaald met ofwel E en de risicocoëfficiënten uit ICRP 103 ofwel orgaandosissen en de LAR risicofactoren uit het BEIR VII rapport.

Risicoanalyse

Risicoanalyse met behulp van E en ICRP 103

- Voor het CT abdomen - pelvis onderzoek is het risico op het ontwikkelen van een fatale kanker gedaald met **30 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor de CT-opname van de lumbale wervelzuil is het risico op een fatale kanker gedaald met **31 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor CT TA onderzoek is het risico voor de inductie van een fatale kanker gedaald met **7 %** tussen 2011 en 2015.

Risicoanalyse met behulp van orgaandosissen en BEIR VII rapport

Kankerincidentie

- Voor het CT abdomen - pelvis onderzoek is het risico op het ontwikkelen van een kanker gedaald met **22 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor de CT-opname van de lumbale wervelzuil is het risico op kanker gedaald met **34 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor CT TAP onderzoek is het risico voor de inductie van een kanker gedaald met **37 %** tussen 2011 en 2015.

Kankermortaliteit

- Voor het CT abdomen - pelvis onderzoek is het risico om te sterven aan kanker gedaald met **15 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor de CT-opname van de lumbale wervelzuil is de kankermortaliteit gedaald met **27 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor CT TAP onderzoek is het risico voor de inductie van een fatale kanker gedaald met **19 %** tussen 2011 en 2015.

9. DISCUSSIE

Radioprotectie is belangrijk, aangezien blootstelling aan hoge dosissen ioniserende straling een gekende risicofactor is voor de ontwikkeling van kanker [12]. Het steunt op een aantal belangrijke principes, waarvan de voornaamste de **justificatie** en **optimalisatie** van de beeldvormingsprocedure zijn. Voor elke klinische vraag moet gekeken worden of het nodig is om de patiënt bloot te stellen aan ioniserende straling en of er geen alternatieve beeldvormingsmodaliteit voorhanden is die eveneens een antwoord kan geven op deze specifieke vraag. Indien het gebruik van een modaliteit die ioniserende straling aanwendt wel degelijk is aangewezen, moet de dosis steeds zo laag mogelijk gehouden worden (**ALARA principe**). Dit principe houdt niet noodzakelijk in dat steeds de laagste dosis moet gegeven worden, maar wel de meest geschikte. Elke diagnostische vraag vereist een specifieke beeldkwaliteit. Zo kan de dosis van een abdomen onderzoek heel verschillend zijn naargelang de klinische indicatie de diagnose van nierstenen of levermetastasen is [37]. Een onderzoek waar de dosis heel laag is, maar waar er geen antwoord kan gegeven worden op de diagnostische vraag door een suboptimale beeldkwaliteit is ook een niet geoptimaliseerd onderzoek.

Het hoofddoel van dit onderzoek is nagaan of de dosis van 3 frequent aangevraagde CT-onderzoeken is gedaald tussen 2011 en 2015. Deze studie is een uitbreiding op een eerste multicentrische studie die in 2011 werd opgestart en in 2015 herhaald werd [69, 74]. In tussentijd werden verschillende initiatieven opgestart die als doel hadden de patiënt en de aanvrager meer bewust te maken van dosis bij beeldvormingsprocedures die gebruik maken van ioniserende straling. Het gebruik van de aanbevelingen voor medische beeldvorming werd uitvoerig bestudeerd in de oorspronkelijke multicentrisch studies. De belangrijkste conclusie die hieruit getrokken werd was dat voor de lumbale wervelzuil er nog steeds te veel CT-onderzoeken worden aangevraagd. Wanneer de drie types onderzoeken gebundeld worden, wordt er wel een significante daling waargenomen van het aantal niet-geïndiceerde CT-onderzoeken tussen 2011 en 2015 [69, 74]. **In deze oorspronkelijke multicentrische studies werd dus de justificatie van een procedure onder de loep genomen. In de huidige studie werd de optimalisatie van de CT-onderzoeken en het al dan niet toepassen van het ALARA principe verder bestudeerd.**

9.1. Studiepopulatie

Het verschil in populatiegrootte tussen MC2011 en MC2015 kan verklaard worden doordat de patiënten inclusie in 2011 twee weken in beslag nam in tegenstelling tot 2015 waar dit slechts één week duurde. Het gemiddeld gewicht en de gemiddelde lengte van de volledige studiestudiepopulatie is respectievelijk **77 kg** en **1,70 m**. De standaard patiënt gedefinieerd door publicatie *Radiation Protection 109* meet eveneens 1,70 m, maar met een gewicht van 70 kg. Deze publicatie dateert van 1999 en de laatste jaren wordt een tendens waargenomen dat de populatie zwaarder wordt. Met deze bemerking in het achterhoofd is het gerechtvaardigd dat de gemiddelde patiënt in deze studie ook aanzien wordt als een standaard patiënt. In Nederland werd bij de opstelling van DRLs ook de definitie van de standaard patiënt aangepast aan de huidige samenleving en woog de standaard patiënt eveneens 77 kg [82]. Deze vaststelling is belangrijk voor de justificatie van het gebruik van E in deze studie. In deze studie werd per onderzoek E bepaald en bij deze bepaling werd getracht om zo goed mogelijk de klinische situatie na te bootsen. Zo werd de scanlengte van de klinische scan gebruikt voor het

fantom. Dit is in wezen niet correct aangezien het fantoom afwijkt van de individuele patiënt. De bekomen individuele dosissen kunnen dan ook grote afwijkingen vertonen. Echter door alle data uit te middelen, gelden de bekomen gemiddelde E voor elk onderzoek inderdaad voor de populatie. Het gebruik van de populatie uitgemiddelde weefsel wegingsfactoren bij de bepaling van E is dus te rechtvaardigen.

9.2. Scanprotocollen

Tabel 9 Tabel 10 Tabel 11 tonen de verschillende scanprotocollen van respectievelijk de CT-opnames van het abdomen – pelvis, de lumbale wervelzuil en het gecombineerd TAP onderzoek. Wanneer de scanprotocollen van één toestel tussen 2011 en 2015 vergeleken worden, wordt er vastgesteld dat de gebruikte protocollen op een toestel niet gewijzigd zijn in deze periode. De meeste protocollen zijn per onderzoek zeer gelijkaardig. Wanneer een radiologie afdeling verschillende toestellen ter beschikking heeft, moet de beeldkwaliteit van een CT-onderzoek gelijkaardig zijn, ongeacht op welk toestel dit onderzoek doorgaat. Om dit te bereiken zal niet steeds hetzelfde protocol kunnen gebruikt worden op de verschillende toestellen. Beeldkwaliteit wordt bepaald door onder meer de *hardware* van de scanner, de reconstructiealgoritmes en de patiënten dosis. Aan de *hardware* en beschikbare reconstructiealgoritmes van een toestel kan weinig veranderd worden, maar door de stralingsdosis gelijkaardig te maken tussen de verschillende toestellen kan wel een vergelijkbare beeldkwaliteit bekomen worden. Dezelfde stralingsdosis per toestel wordt niet noodzakelijk bereikt met dezelfde instellingen. Door bijvoorbeeld de configuratie van het toestel is het mogelijk dat de stralingsoutput van het ene toestel hoger zal moeten zijn dan de output van een ander toestel om dezelfde dosis bij de patiënt af te leveren [83]. De kleine verschillen die terug gevonden worden tussen protocollen binnen eenzelfde ziekenhuis, kunnen dus verklaard worden doordat per toestel een vergelijkbare beeldkwaliteit behaald moet worden, maar waarvoor dus soms een verschillende stralingsoutput van het toestel nodig is. Er zijn echter nog enkele andere opvallende verschillen tussen de verschillende protocollen, waar moeilijker een verklaring voor te vinden is.

Bij het abdomen protocol is er een grote variatie in de gebruikte pitch tussen de verschillende onderzoeken (Tabel 9). Nochtans heeft de keuze van pitch een impact op de beeldkwaliteit en dosis van het CT-onderzoek. Bij *multislice* CT-scanners speelt dosis in mindere mate een rol bij aanpassing van de pitch. Ook door het gebruik van TCM valt het dosis reducerend effect van een lagere pitch weg. Pitch moet dan enkel worden vastgelegd naargelang de vereisten van scantijd of het optreden van beeldartefacten. In het algemeen zullen er bij het gebruik van een lage pitch minder artefacten optreden [84]. Verder wordt ook opgemerkt dat niet bij alle protocollen van de lumbale wervelzuil buisstroommodulatie wordt toegepast. Een verklaring waarom dit niet wordt gebruikt kan niet worden gegeven. Er werd verondersteld dat buisstroommodulatie niet werd toegepast indien de mAs-waarde in de DICOM *header* voor elke snede hetzelfde was. Het is echter mogelijk dat de waarden in de *header* niet correct waren en dat er toch modulatie werd toegepast. Visualisatie van de lumbale wervelkolom gebeurt idealiter met een hoge kV (120 – 140 kVp), en een lage pitch. Zoals blijkt uit Tabel 10 is de pitch inderdaad vaak heel laag. Een lage pitch zorgt voor een goede beeldkwaliteit, maar ook voor een langere opnametijd. Dit blijft duidelijk uit deze tabel, opnametijden variëren tussen 0,75 en 2,356 s, wat beduidend langer is dan de opnametijden die gezien worden bij het abdomen onderzoek (frequent 0,5 s) [81]. Bij het gecombineerde TAP onderzoek worden de verschillende regio's frequent afzonderlijk gescand. Voor de thorax wordt de opnametijd zo laag mogelijk gehouden, wat logisch is zodat er op deze manier bewegingsartefacten vermeden worden. De pitch is dan ook meestal wat hoger voor de thorax om de te

compenseren voor deze lagere opnametijd. Bij de opname van het abdomen wordt er een lagere pitch gebruikt en een iets hogere opnametijd.

In de meerderheid van de gevallen wordt pelvis mee gescand met het abdomen en het gecombineerde thorax – abdomen onderzoek. In deze studie werd niet bekeken of in elk van deze onderzoeken het noodzakelijk was dat deze regio werd mee gescand, maar dit kan zeker een suggestie zijn voor verder onderzoek. Dit staat bekend als “*image creep*” en houdt in dat er bijkomende regio’s gescand worden die niet noodzakelijk zijn voor het stellen van de diagnose. Ook “*phase creep*” is een gekend fenomeen, waar er meer reeksen gescand worden dan eigenlijk noodzakelijk om een diagnose te stellen [85]. Zo bestaat het TAP onderzoek in ziekenhuis 1 routinematig uit 3 acquisities. De lever wordt in dit CT-onderzoek bij elke acquisitie blootgesteld aan ioniserende straling, wat dus leidt tot een hoge orgaandosis. Onderzoeken waar verschillende contrastfasen gescand worden zijn erg bruikbaar bij enkele bepaalde indicaties, maar er moet steeds nagegaan worden of dit voor de specifieke klinische vraag steeds nodig is [85].

Na rondvraag bij radiologen, fysici, ... is er **geen kant-en-klare verklaring waarom bepaalde instellingen van technische parameters gekozen worden** in een ziekenhuis. De protocollen werden ingebracht door de applicatiespecialist van de fabrikant en nadien wordt daar nog weinig aan aangepast. De instellingen kunnen nochtans **een grote invloed hebben op de dosis en beeldkwaliteit van een onderzoek** [84]. Radiologen, fysici en technologen zouden op een regelmatige basis de gebruikte CT protocollen in een radiologie departement moeten evalueren. Voor elk protocol zou kritisch de relatie van de dosis ten opzichte van de beeldkwaliteit bekeken moeten worden en dit in het kader van de vereiste klinische informatie. Een studie van Romano et al. onderzocht de impact van optimalisatie van verschillende scanprotocollen voor een CT abdomen. Een significante daling van de stralingsdosis kon worden aangetoond, die voornamelijk het gevolg was van een daling van het aantal onnodige acquisities [86]. Re-evaluatie van protocollen heeft dus wel degelijk zijn nut. Niettegenstaande het protocol in het toestel wel geoptimaliseerd is, moet er nadien nog steeds voor iedere patiënt afzonderlijk nagegaan worden of de instellingen in het voorgeprogrammeerde protocol wel geschikt zijn voor de diagnose van een specifieke patiënt. Vaak dienen de instellingen niet gewijzigd, maar een kritische blik zou een dosisreductie kunnen teweegbrengen [85, 87].

Scanprotocollen

- Afhankelijk van het ziekenhuis en toestel worden verschillende protocollen aangewend om dezelfde regio te scannen voor gelijkaardige indicaties.
- Deze verschillen kunnen leiden tot variaties in dosis en beeldkwaliteit.
- Er is dikwijls geen kant-en-klare verklaring waarom bepaalde technische parameters gekozen worden.
- **Kritische review van de protocollen kan leiden tot een dosisreductie.**

9.3. Dosimetrie

Een **vergelijking van de bekomen dosiswaarden in deze studie met de literatuur is niet eenvoudig**. Dit wordt veroorzaakt door de grote variëteit aan data. Wanneer typische dosiswaarden gerapporteerd worden, wordt zelden in detail beschreven welke data hiervoor gebruikt worden. Nochtans is dit heel erg van belang: indien data wordt weergegeven van enkelvoudige CT-onderzoeken is het logisch dat deze dosiswaarden lager liggen dan wanneer dosisdata wordt weergegeven van onderzoeken die meerdere acquisities tellen. Een bijkomende moeilijkheid is de omschrijving van het onderzoek. Voor het abdomen onderzoek wordt er bijvoorbeeld niet altijd duidelijk vermeld of dit met of zonder pelvis gescand is. Dit

geldt ook voor het gecombineerde thorax – abdomen onderzoek. Dit heeft natuurlijk eveneens een invloed op de uiteindelijke dosis. Ook het al dan niet aanwenden van dosisreductietools kunnen een verklaring zijn voor afwijkingen tussen verschillende bronnen.

In de huidige studie worden de gemiddelde waarden bepaald met een grote verscheidenheid aan data (verschillende toestellen, verschillen in aantal reeksen, al dan niet gebruik van TCM, ...). De resultaten weergegeven via boxplots van $CTDI_{vol}$ en DLP tonen dan ook een **grote spreiding van de data**. Dit toont onder meer de impact aan van het gebruik van **verschillende scanprotocollen en toestellen** aan. Zoals aangehaald in de vorige paragraaf (9.2) kan het gebruikte scanprotocol een grote invloed hebben op de dosis. Ook het al dan niet gebruik van dosisreductietools of specifieke eigenschappen van de patiënt (i.e. scanlengte) kunnen ervoor zorgen dat de dosis sterk varieert [88].

9.3.1. $CTDI_{vol}$

Figuren Figuur 10 en Figuur 14 tonen aan dat de gemiddelde $CTDI_{vol}$ sterk kan variëren per toestel. Dit kan het gevolg zijn van een verschillende scanoutput die nodig is om een vergelijkbare beeldkwaliteit te bekomen op verschillende toestellen (zie 9.2. Scanprotocollen). De onderzoeksgroep van Jaffe et al. onderzocht de variabiliteit in dosis voor verscheidene pulmonaire embolieën en TAP protocollen op verschillende toestellen in eenzelfde ziekenhuis [89]. De studie toonde aan dat de dosis voor de patiënten, ondanks het gebruik van gelijkaardige scanprotocollen, sterk afhankelijk is van het gebruikte toestel. De laagste dosissen werden behaald met de *64-slice* CT-toestellen. Ook in deze studie wordt opgemerkt dat de nieuwere toestellen een lagere gemiddelde $CTDI_{vol}$ waarde hebben dan de oudere toestellen. Zo werd toestel K in 2013 op de markt gebracht en hier wordt een opvallend lagere $CTDI_{vol}$ verkregen dan bij bijvoorbeeld toestel C dat in 2003 op de markt geïntroduceerd werd. Deze resultaten vallen binnen de verwachtingen aangezien nieuwere toestellen een verbeterde hardware hebben waardoor met een lagere stralingsdosis toch een vergelijkbare beeldkwaliteit kan behaald worden. **Nieuwere toestellen zullen, mits correct gebruik, doorgaans tot een lagere dosis leiden.**

Het toestel waarop de patiënt gescand wordt, zelf binnen eenzelfde ziekenhuis, kan dus een impact hebben op de stralingsdosis die ze ontvangen. Op een dienst radiologie zijn er dikwijls verscheidene toestellen beschikbaar en de invloed van het toestel op de dosis van de patiënt wordt dikwijls niet in rekening gebracht. Wanneer een patiënt bijvoorbeeld in het kader van oncologische *follow-up* verschillende CT-onderzoeken moet gaan, kan het nuttig zijn om deze onderzoeken te laten doorgaan op een nieuwer toestel of toch aandacht te besteden aan het feit dat deze onderzoeken niet steeds doorgaan op een ouder toestel. Dit is natuurlijk een moeilijke discussie aangezien iedere patiënt recht heeft op de laagste dosis. Het is niet haalbaar om op elke dienst radiologie steeds de nieuwste toestellen ter beschikking te hebben, maar **voor hoog risico patiënten en kinderen kan het wel nuttig zijn om het toestel waarop het onderzoek doorgaat mee in rekening te brengen.** De verschillende instituten, deelnemers aan de studie, doen wel reeds een inspanning om de toestellen te vernieuwen. Zo werd in ziekenhuis 5 tussen MC2011 en MC2015 het nieuwere toestel K geïntroduceerd. Ook in ziekenhuis 2 werd het oudere toestel E (*release* datum: 2001) vervangen door een nieuwer toestel G (*release* datum: 2014). Sommige gespecialiseerde onderzoeken moeten ook steeds doorgaan op de nieuwere toestellen, waardoor standaard onderzoeken worden ingepland op de overige toestellen. Dit is natuurlijk nodig om een goede workflow te garanderen, maar deze gang van zaken kan dus mogelijk een invloed hebben op de patiëntendosis.

De *American Association of Physicist in Medicine (AAPM)* heeft een werkgroep opgericht die als doel heeft om voor verschillende frequent toegepaste CT-beeldvormingsprocedures een referentie protocol op te stellen. Deze protocollen bevatten typische scaninstellingen voor een aantal toestellen die geschikt zouden moeten zijn voor de diagnostische taak. Voor het **CT abdomen (- pelvis) onderzoek** werd reeds zo een protocol opgesteld. Voor een gemiddelde persoon (70 – 90 kg) stellen zij een CTDI_{vol} waarde voor van **15 – 25 mGy**. De gemiddelde CTDI_{vol} van MC2015 (8,57 mGy) ligt ver onder deze waarde. Wanneer de gemiddelde CTDI_{vol} waarden per toestel (Tabel 9) vergeleken met deze range, ligt de overgrote meerderheid van deze waarden dicht tegen de ondergrens van 15 mGy. Ook voor het **TAP onderzoek** werd door de AAPM verschillende referentieprotocollen opgesteld. De referentie CTDI_{vol} waarde die hier wordt aanbevolen bedraagt voor de gemiddelde patiënt tussen **11 en 24 mGy** voor enkelvoudige onderzoeken. In 2015 wordt een gemiddelde waarde van 7,85 mGy gevonden, wat dus ook onder deze referentiewaarde ligt. **Deze waarden tonen aan dat de stralingsoutput van de toestellen in België vrij laag is in vergelijking met de Verenigde Staten. Volgens de DDM2 studie is België in Europa echter het land met de hoogste effectieve dosis per hoofd. Onrechtstreeks impliceren deze resultaten dat de hoge stralingsbelasting in België niet wordt veroorzaakt door een hoge stralingsoutput van de toestellen, maar door een veelvuldig (inefficiënt?) gebruik van deze toestellen.** Voor een **CT-opname van de lumbale wervelzuil** werd nog geen referentie protocol opgesteld door de AAPM. Een typische CTDI_{vol} waarde wordt wel teruggevonden in een literatuur review van Pantos et al. De mediane CTDI_{vol} bedraagt in deze publicatie **30,3 mGy**. Deze waarde ligt tussen de waarden gevonden in deze studie, namelijk 36,34 mGy voor 2011 en 30,3 mGy voor 2015.

9.3.2. DLP

Wanneer de DLP waarden uit deze studie vergeleken worden met de literatuur worden vergelijkbare resultaten gevonden. In de literatuurstudie van Pantos et al. werden eveneens DLP waarden weerhouden. Voor het CT-onderzoek van het abdomen – pelvis wordt een mediane DLP gevonden van 472 (range 430 – 807) [90]. Deze waarde is vergelijkbaar met de DLP gevonden in 2015 (595 mGy.cm), maar is wat afwijkend van deze van 2011 (831 mGy.cm). In de literatuurstudie wordt geen informatie gegeven over de data die aan de basis ligt van deze mediane waarde. In de huidige studie worden data van verschillende abdomen – pelvis onderzoeken gecombineerd, onderzoeken die zowel bestaan uit 1 reeks als meerdere reeksen. **Het aantal reeksen kan een grote impact hebben op de uiteindelijke DLP**, wat een mogelijke verklaring kan zijn voor de verschillen tussen beide waarden. Voor het CT-onderzoek van de lumbale wervelzuil wordt in de studie van Pantos et al. een mediane DLP van 302 mGy.cm bepaald [90]. In de huidige studie bedraagt deze respectievelijk 831 mGy.cm voor 2011 en 595 mGy.cm voor 2015. Deze waarden liggen opvallend hoger dan de waarde uit de literatuur. Het onderzoek van de lumbale wervelzuil bestaat doorgaans slechts uit 1 acquisitie. Het is dus minder waarschijnlijk dat een verschillend aantal reeksen hier aan de basis ligt van dit verschil. Aangezien de gevonden CTDI_{vol} in de studie van Pantos et al. wel vergelijkbaar is met de huidige studie, kan een verschil in scanlengte aan de basis liggen van deze discrepantie. In de studie van Beeres et al. werd een mediane DLP voor TAP CT-onderzoeken gevonden van 756 mGy.cm. In deze studie bedraagt deze gemiddeld 757 mGy.cm in 2011 en 691 mGy.cm in 2015. De gevonden waarden zijn dus heel gelijkaardig [91].

9.3.3. Orgaandosissen

Orgaandosissen in deze studie werden bepaald met behulp van het software programma CT-Expo. In een studie uitgevoerd door Hasim et al. werden orgaandosissen bepaald met CT-Expo vergeleken met TLD meetresultaten. TLD's laten toe om rechtstreeks in een fantoom orgaandosissen te meten. Met uitzondering van de dosis van de schildklier, lagen de dosissen

binnen 5 à 10 % van elkaar, wat dus een goede overeenstemming is [92]. Het gebruik van CT-Expo is een vrij betrouwbare manier om een inschatting te kunnen maken van orgaandosisen in een referentie fantoom. De orgaandosisen berekend met CT-Expo zijn opgelijst in Appendix B.

Met behulp van data uit een dosimetrie studie uitgevoerd in 2005 door Shrimpton et al. bepaalden Wall et al. orgaandosisen voor verschillende CT-onderzoeken [93]. Onder meer voor het abdomen – pelvis CT-onderzoek als het gecombineerde TAP onderzoek werden de hoogste orgaandosisen bepaald. In het rapport van Wall et al. zijn de organen met de hoogste dosis voor het CT abdomen – pelvis onderzoek de nieren, blaas en bovenste deel van het colon. In MC2015 zijn de nieren en blaas ook de organen die de hoogste dosissen ontvangen, samen met de maag. Het bovenste deel van de colon staat evenwel in de top 5 van organen die de hoogste dosis ontvangen. De orgaandosisen waarden gevonden in het rapport van Wall et al. zijn lager dan de gemiddelde waarden in deze studie, wat overeenstemt met de algemene tendens dat het Verenigd Koninkrijk (VK) een veel lagere stralingsbelasting heeft voor de populatie dan België [10]. Voor een CT-onderzoek van de lumbale wervelzuil worden dezelfde organen blootgesteld als het CT abdomen – pelvis onderzoek. De organen die de hoogste dosis krijgen zijn dan ook gelijkaardig: nieren, bovenste deel colon en de dunne darm. De gevonden dosissen zijn hoger dan bij CT abdomen, wat te verklaren is door een ander scanprotocol. Ook voor het gecombineerd thorax – abdomen – pelvis onderzoek werden de drie hoogste orgaandosisen vermeld in de publicatie van Wall et al., dit zijn de thymus (14,6 mGy), nieren (14,1 mGy) en longen (13,9 mGy). In MC2015 is dit milt (25,4 mGy), lever (24,7 mGy) en maag (24,4 mGy). De longen staan pas op plaats 9 (18,4 mGy) en de thymus op plaats 17 (14,1 mGy). Een mogelijke verklaring voor deze afwijkende resultaten kan een verschillend scanprotocol zijn. Voor de studie van Wall et al. is er geen informatie voorhanden of dit onderzoek 1 of meerdere acquisities telt. In deze studie wordt echter de thorax meestal afzonderlijk gescand van het abdomen. Hierdoor worden de organen op de scheidingslijn tussen thorax en abdomen in alle acquisities blootgesteld. De dosissen van de verschillende acquisities worden per orgaan gesommeerd om tot een totale orgaandosis voor het volledig onderzoek te komen. Milt, lever en maag zijn organen die dicht bij deze scheidingslijn liggen en dus bij elke acquisitie een dosis zullen ontvangen.

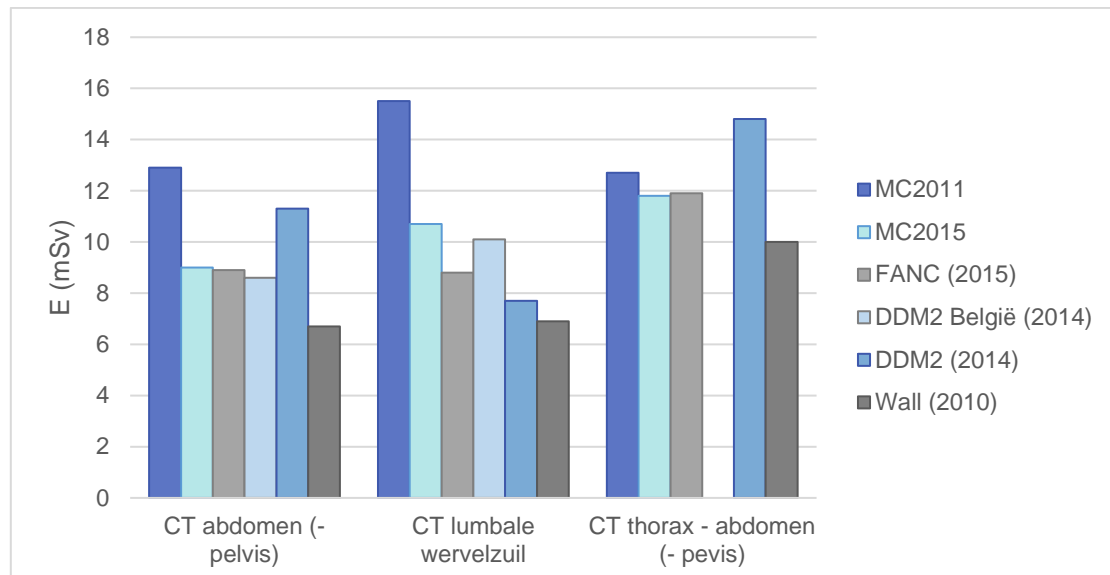
9.3.4. Effectieve dosis

Bij de vergelijking van E is het belangrijk dat men weet of deze bepaald is met behulp van de wegingsfactoren uit ICRP 60 of ICRP 103. Een verandering van E is dan niet noodzakelijk te wijten aan een verandering van de radiologische praktijk, maar kan ook het gevolg zijn van het gebruik van verschillende weefsel wegingsfactoren. De grootste wijziging tussen ICRP 60 en ICRP 103 is de aanpassing van de wegingsfactoren van de borsten en gonaden (zie Tabel 2). Deze wijzigingen hebben een impact op de bepaling van E. Een studie van von Boetticher et al. heeft aangetoond dat E voor CT-opnames van de thorax met 21 % is gestegen wanneer bepaald met de weefsfactoren van ICRP 103 in vergelijking met ICRP 60 [51]. Dit is een logisch gevolg van de stijging van de wegingsfactor voor borsten. De effectieve dosis hoeft niet noodzakelijk te stijgen wanneer deze bepaald wordt met de nieuwe richtlijnen. In een studie van Wall et al. daalde E van een CT-onderzoek van de hersenen van 1,6 naar 1,4 mSv [93]. Deze resultaten tonen aan dat een vergelijking van typische waarden van E alleen mogelijk is wanneer bij de bepaling ervan dezelfde weefsel wegingsfactoren zijn aangewend.

In 2012 werd door Dougeni et al. een grote literatuurstudie uitgevoerd om effectieve dosissen van verschillende studies te vergelijken [88]. De meeste bronnen van deze studie dateren van voor 2007. Dit impliceert dat de bekomen E uit deze studies nog zijn bepaald met de oude

wegingsfactoren van ICRP 60. De catalogus van E van Mettler et al. is een belangrijk referentiewerk, maar ook hier dateren veel bronnen van voor 2007 [1].

Er zijn voorlopig slechts weinig bronnen met data van grote dosimetriscie studies voorhanden waar er bij de bepaling van E gebruik wordt gemaakt van ICRP 103 richtlijnen en dit ook duidelijk vermeld wordt.



Figuur 35: Vergelijking E van MC2011 en MC2015 en verschillende nationale en internationale dosisdata.

Figuur 35 toont een vergelijking van de gemiddelde E uit MC2011 en MC2015 samen met verschillende nationale en internationale data. Het **FANC** leverde gegevens aan over de CT dosimetriestudie die werd uitgevoerd in 2015. E werd hier bekomen door de DLP van een onderzoek te vermenigvuldigen met de k-factoren uit Appendix C van de Europese richtlijnen voor *multislice computed tomography* [56]. Deze factoren werden nog bepaald met de richtlijnen van ICRP 60. De dosis voor het abdomen onderzoek is diegene voor een onderzoek waar pelvis niet wordt mee gescand.

De **DDM2 studie** uit 2014 heeft een gemiddelde E per procedure bepaald voor de 36 deelnemende landen. Elk land heeft voor de bepaling van E zijn eigen methode gekozen. In de meerderheid van de gevallen werd hier ook nog gebruik gemaakt van de ICRP 60 richtlijnen. Voor het CT thorax – abdomen onderzoek was er geen data beschikbaar voor België in de DDM2 studie. De dosiswaarden weergegeven in de figuur voor het abdomen onderzoek zijn waarden voor een onderzoek van alleen het abdomen, zonder pelvis. In de DDM2 studie wordt er gesproken over “*CT trunk*”. Het is niet duidelijk of de pelvis eveneens in het scanbereik ligt [10].

Wall et al. hebben data van een dosimetrie studie uitgevoerd in 2002 in het Verenigd Koninkrijk opnieuw verwerkt waarbij bij de bepaling van E gebruik werd gemaakt van de wegingsfactoren uit ICRP 103 [93, 94]. Pelvis behoort hier wel bij de scanregio voor het CT onderzoek van het abdomen en thorax – abdomen.

Een rechtstreekse vergelijking voor E van het CT abdomen en CT TAP onderzoek is in principe enkel mogelijk met de data van Wall et al. Hier werd de pelvis eveneens gescand en is bij de bepaling van E bovendien gebruik gemaakt van de weefsel wegingsfactoren van ICRP 103. De dosis bepaald bij Wall et al. is steeds lager dan de dosissen bepaald in onze studie. Dit verschil wordt waarschijnlijk veroorzaakt door een verschillende klinische praktijk in België en het VK. Wanneer de gemiddelde E per hoofd vergeleken wordt voor 36 Europese landen valt

het op dat het Verenigd Koninkrijk heel goed scoort ten opzichte van de andere landen. Het optimalisatieproces door middel van DRLs is in het VK ook al langer aan de gang dan in België, dat pas in 2010 de eerste DRLs publiceerde. De vergelijking tussen de data uit deze studie en de data van de studie van Wall et al. toont net als de DDM2 studie de hoge stralingsbelasting van een CT-onderzoek in België aan in vergelijking met het Verenigd Koninkrijk [10].

Voor CT lumbale wervelzuil varieert de gemiddelde E tussen 6,9 mSv en 10,7 mSv. Wanneer de Belgische data vergeleken wordt (MC2015 – FANC – DDM2 België) is de dosis uit deze studie (10,7 mSv) en DDM2 (10,1 mSv) heel gelijkaardig. Tussen MC2015 en het FANC is het verschil iets groter, maar nog steeds binnen 20 % (MC2015: 10,7 mSv versus FANC: 8,8 mSv). Ook hier geldt de opmerking dat de data van het FANC en DDM2 studie gebaseerd is op de wegingsfactoren van ICRP 60 en een vergelijking eigenlijk niet verantwoord is. De waarde gevonden in deze studie voor de CT-opname van de lumbale wervelzuil (10,7 mSv) is ook opnieuw hoger dan de waarde van Wall et al. (6,9 mSv).

9.3.5. Collectieve effectieve dosis

Met behulp van data van het RIZIV kon voor het CT abdomen - pelvis onderzoek en CT TAP onderzoek de collectieve effectieve dosis voor 2011 en 2015 worden bepaald voor de Belgische populatie. Voor CT lumbale wervelzuil was dit niet mogelijk omdat de nomenclatuur niet toelaat een onderscheid te maken tussen de verschillende onderdelen van de wervelzuil. Voor de andere onderzoeken is het in feite eveneens niet mogelijk een onderscheid te maken tussen het CT abdomen en CT abdomen - pelvis onderzoek en CT thorax - abdomen en CT TAP onderzoek. Op basis van de verhoudingen gevonden in deze steekproef, werd de veronderstelling gemaakt dat bij de meerderheid van de onderzoeken het pelvis mee gescand wordt. De beperking van het niet kennen van de exacte verhoudingen moet wel in het achterhoofd gehouden worden wanneer men de collectieve effectieve dosis van de Belgische populatie beoordeelt. De gevonden E_{col} zijn mogelijk een overschatting van de werkelijk E_{col} , aangezien het niet mee scannen van de pelvis vermoedelijk zal leiden tot een lagere dosis.

Voor het CT abdomen - pelvis onderzoek kan een daling van E_{col} met 30 % aangetoond worden tussen 2011 en 2015, voor het CT TAP onderzoek wordt echter een stijging met 33 % van E_{col} gevonden. **Hoewel het aantal CT-onderzoeken van het abdomen - pelvis is gestegen tussen 2011 en 2015, heeft de significante daling van de dosis per onderzoek toch geleid tot een lagere stralingsbelasting voor de populatie voor dit type onderzoek.** Bij het gecombineerde TAP onderzoek kon echter geen significant verschil in dosis aangetoond worden tussen 2011 en 2015. Deze factor, samen met het stijgend aantal **TAP onderzoeken tussen 2011 en 2015 hebben ertoe geleid dat E_{col} tussen 2011 en 2015 juist is toegenomen.**

9.3.6. Vergelijking dosisdata 2011 en 2015

Verskillende beschrijvende parameters voor dosis, namelijk $CTDI_{vol}$, DLP en E, worden vergeleken tussen 2011 als 2015. Voor het abdomen en lumbale wervelzuil onderzoeken worden voor al deze parameters een significante daling aangetoond tussen beide jaren. Voor het TAP onderzoek is dit niet het geval. Een mogelijke verklaring voor deze daling kan gevonden worden in de vernieuwing van het toestellenpark. De MLA zal vermijden dat een nieuwer toestel dat veel lage dosisdata aanlevert een effect zal hebben op het uiteindelijke gemiddelde, maar de nieuwere toestellen in 2015 kunnen wel degelijk, mits correctie voor dat clustereffect, een invloed hebben op het uiteindelijk gemiddelde. De dosisreductie wordt

uiteindelijk bekomen door de nieuwere hardware van het toestel, waarmee met een lagere *stralingsoutput* van het toestel, i.e. $CTDI_{vol}$, een vergelijkbare beeldkwaliteit kan bekomen worden en eventueel door een gewijzigd scanprotocol dat wordt angewend. De scanprotocollen voor een welbepaald toestel zijn weinig veranderd tussen 2011 en 2015, dus deze factor heeft in mindere mate een invloed gehad op de dosisreductie tussen beide jaren. Het gebruik van iteratieve reconstructie werd niet geregistreerd. Het is mogelijk dat deze techniek in 2015 meer werd toegepast dan in 2011, wat dus eveneens voor een daling van de dosis kan zorgen. Voor het CT abdomen onderzoek en de CT-opname van de lumbale wervelzuil is de daling van $CTDI_{vol}$ en DLP gelijkaardig. Dit wijst erop dat de daling van DLP waarschijnlijk te wijten is aan de daling van $CTDI_{vol}$ en in mindere mate aan het gebruik van een geringere scanlengte of minder acquisities per onderzoek. Voor het TAP onderzoek is de geschatte daling van $CTDI_{vol}$ (23 %) en DLP (9 %) wel verschillend. Deze resultaten kunnen wijzen op een toegenomen scanlengte tussen 2011 en 2015 of het gebruik van meerdere acquisities tussen beide jaren waardoor de DLP ondanks een sterke daling van de $CTDI_{vol}$ niet evenredig mee daalt.

Bovenstaande vermelde factoren, i.e. het gebruik van een alternatief scanprotocol, het aanwenden van dosisreductietechnieken en een gebruik van een nieuwer toestel, beïnvloeden op een directe manier de dosis voor een bepaald CT-onderzoek. Campagnes van de FOD VVVL en BELMIP kunnen ook een invloed hebben op de stralingsbelasting voor de populatie in België, maar dit zal in mindere mate op een rechtstreekse manier gebeuren. De campagnes zullen voornamelijk het aantal uitgevoerde onderzoeken beïnvloeden en het effect uit zich voornamelijk in een aanpassing van de collectieve effectieve dosis, eerder dan op de effectieve dosis per onderzoek. Hoewel in MC2015 een significante daling van het aantal inefficiënte CT-onderzoeken werd aangetoond, tonen de data van het RIZIV een grote stijging van het aantal onderzoeken (+ 9 % voor CT abdomen en + 38 % voor CT TAP). Deze resultaten zijn op het eerste zicht tegenstrijdig, aangezien een daling van het aantal inefficiënte onderzoeken zou moeten leiden tot een daling van het totaal aantal onderzoeken. Verschillende factoren kunnen aan de basis liggen van deze discrepantie (stijgend aantal Belgische bevolking, veroudering van de bevolking, stijgend aantal maligniteiten met grotere overleving die bijkomende CT-onderzoeken justificeren, ...). Analyse van deze bevinding ligt echter buiten het bestek van deze studie.

9.3.7. Vergelijking bepaling E met behulp van CT-Expo en k-factoren

Wanneer k-factoren gebruikt worden voor de bepaling van E moet in het achterhoofd gehouden worden dat de gevonden waarden afwijken van de meer complexe methodes.

In deze studie werd E bepaald via CT-Expo vergeleken met E bepaald via 2 sets van conversiefactoren afkomstig van studies van Deak et al. en Huda et al. Hoewel beide methodes een hoge graad van correlatie vertonen, kunnen de absolute afwijkingen tussen beide werkwijzen oplopen. Dosisbepaling via k-factoren zal in de meeste gevallen de dosis onderschatten en dus ook de risico's. De mate van onderschatting is wel vrij consistent. In de studie van Hashim et al. werd eveneens E bepaald met CT-Expo en met k-factoren. Bijkomend werden de orgaandosisen bepaald met behulp van de TLD's en een fantoom angewend om met behulp van de werkwijze van publicatie 103 van ICRP tot E_{ICRP} te komen. Het procentuele verschil tussen E_{103} en E bepaald met de k-factoren blijft binnen de 10 %. Het verschil tussen E_{ICRP} en E bepaald met CT-Expo is echter groter en kon oplopen tot 39 %. E bepaald via CT-Expo lag bij de meeste scanprotocollen hoger dan E bepaald via de k-factoren of E_{ICRP} . Net zoals deze studie, ligt de dosis bepaald via CT-Expo hoger dan deze bepaald via de k-factoren [92]. De onderzoeksgroep van McCollough et al. bepaalden voor verschillende cardiale protocollen E met behulp van CT-Expo en k-factoren. Ook hier werd gemiddeld een

afwijking gevonden van 10-15% tussen beide methodes [95]. **De gebruikte methode om E te bepalen heeft een impact op de uiteindelijke waarde van E, maar toch blijkt de meer rudimentaire methode met een k-factor een vrij consistente en robuuste manier te zijn om E op een eenvoudige manier te bepalen.**

Een beperking bij het gebruik van k-factoren is het gering aantal onderzoeken waarvoor deze bepaald zijn. In deze studie bijvoorbeeld moest voor de bepaling van E voor een acquisitie van het abdomen en pelvis een gemiddelde genomen worden van de conversiefactor voor het abdomen en de pelvis. Er was geen factor beschikbaar voor een gecombineerde acquisitie van abdomen – pelvis. Het is mogelijk dat wanneer de k-factor bepaald wordt voor deze regio, deze anders is dan het gemiddelde van de k-factor van beide regio's. Dit kan dan eveneens een verklaring zijn voor de discrepantie die gevonden werd in deze studie tussen E bepaald met CT-Expo en E bepaald met de k-factoren.

9.4. Vergelijking met nationale DRLs

Zoals reeds vermeld is een belangrijk hulpmiddel om na te gaan of de gebruikte dosissen geoptimaliseerd zijn het gebruik van **DRLs**. Deze numerieke waarde van een typische dosisgrootte, zoals bijvoorbeeld voor $CTDI_{vol}$ of DLP, dient als trigger voor dosisoptimalisatie wanneer deze waarde systematisch door een centrum overschreden wordt. Het is belangrijk om op te merken dat de DRL geen scheidingslijn is tussen goede en slechte klinische praktijken. Wanneer een onderzoek de DRL overschrijdt is het mogelijk dat de klinische indicatie voor dit onderzoek een hogere beeldkwaliteit vereiste, waardoor het gebruik van een hogere dosis gejustificeerd is. Ook de patiënt zelf is een factor die de gebruikte dosis verder kan beïnvloeden. Obese patiënten hebben een hogere dosis nodig om dezelfde beeldkwaliteit te bereiken dan een standaard patiënt [33]. Om deze reden worden ook geen dosiswaarden van individuele onderzoeken getoetst aan de DRL, maar steeds de gemiddelde of mediane waarde van een reeks onderzoeken. In België werden de eerste DRLs in 2010 door het FANC voorgesteld. Ze zijn het resultaat van een eerste grootschalige dosimetriestudie in verschillende Belgische ziekenhuizen. Zoals internationaal overeengekomen werd de DRL op het 75^{ste} percentiel (P75) van de bekomen dosisverdeling gelegd. Het 25^{ste} percentiel (P25) werd eveneens weergegeven en dit als indicatie van “goede praktijk”.

Een moeilijkheid bij het opstellen van de DRLs en het toetsen aan de DRLs is de **definiëring van de onderzoeken**. Er bestaat een grote variabiliteit aan procedures en de naamgeving van scanprotocollen is niet uniform tussen de verschillende radiologische diensten. Bovendien kan een scanprotocol voor een specifieke anatomische regio sterk verschillend zijn naargelang de indicatie. Zo zullen de scanparameters van een abdomen onderzoek met als indicatie het vermoeden van nierstenen sterk verschillen van een onderzoek waar men beoogt metastasen in het abdomen te beoordelen. Bijgevolg is ook de gegeven dosis bij elk van deze indicaties verschillend. Er moet steeds afgewogen worden of alle onderzoeken van een bepaalde regio gecombineerd kunnen worden of als er nog een onderscheid wordt gemaakt volgens indicatie. Bij de Belgische DRLs wordt er bijvoorbeeld een onderscheid gemaakt tussen een onderzoek van het abdomen en het gespecialiseerde colon onderzoek. Er wordt dus reeds een inspanning geleverd om bij de bepaling van de DRLs rekening te houden met de indicatie van het onderzoek. Eveneens het gebruik van dosisreductietools zoals buisstroommodulatie of iteratieve reconstructie kan een grote impact hebben op de dosis. Hoewel gegevens over het gebruik van deze tools worden opgevraagd door het FANC bij de centra, worden deze factoren voorlopig nog niet opgenomen bij de bepaling van de Belgische DRLs.

Het FANC geeft zelf aan dat hun methodiek voor het bepalen van DRLs een beperking heeft. Ziekenhuizen waar lage dosissen gegenereerd worden zijn geneigd om meer data door te geven. Al deze data wordt geïncorporeerd in de dosisverdeling en deze zal hierdoor meer naar links verschuiven. Het 75^{ste} percentiel van deze distributie ligt dan ook lager en bijgevolg dus ook de DRL. Dit clustereffect, waar dus bepaalde ziekenhuizen een grotere impact hebben op het uiteindelijke resultaat, werd in deze dosimetriestudie gecorrigeerd door gebruik te maken van multilevel analyse. Ziekenhuizen waar de dosis opvallend hoger of lager lag dan de andere ziekenhuizen, hebben door deze analyse geen zwaarder aandeel in het uiteindelijke gemiddelde. De methodologische beperking bij de bepaling van DRL zou eventueel ook kunnen opgevangen worden door het gebruik van **kwantiel regressieanalyse**.

In 2016 publiceerde het FANC de resultaten van de **4^{de} iteratie** van de jaarlijkse CT dosimetriestudie uitgevoerd in 2014. Een DRL voor CTDI_{vol} werd gepubliceerd voor enkelvoudige onderzoeken en een DRL voor DLP werd gepubliceerd voor zowel enkelvoudige als volledige onderzoeken. Enkelvoudige onderzoeken worden gedefinieerd als onderzoeken waar er slechts 1 reeks gescand wordt. Volledige onderzoeken bestaan uit 1 of meerdere reeksen.

Er is nog geen consensus over welke centrummaat, i.e. een maat die het centrum weergeeft van een reeks gegevens, moet worden aangewend om te toetsen met de DRLs. In een laatste, nog niet gepubliceerd, rapport van de ICRP wordt de aanbeveling gemaakt om de mediane waarde als centrummaat te gebruiken in plaats van het veel gebruikte gemiddelde. Outliers hebben op deze manier minder invloed op de uiteindelijke waarde die zal vergeleken worden. In de meeste publicaties wordt echter nog het gemiddelde voorgesteld. In de volgende tabellen wordt zowel de gemiddelde waarde als de mediane waarde van de steekproef en de gemiddelde waarde bekomen met de MLA (Gemiddelde_{MLA}) vergeleken met de Belgische DRLs.

Tabel 12: Gemiddelde en mediane CTDI_{vol} (mGy) per onderzoek en jaar voor een enkelvoudig onderzoek. De DRLs afkomstig van de vierde iteratie van het FANC zijn eveneens weergegeven.

CTDI _{vol} (mGy)	2015	FANC 4 ^{de} iteratie	
		P25	P75 = DRL
CT abdomen - pelvis	N = 56		
	Gemiddelde		
	Mediaan	7,50	12,00
	Gemiddelde _{MLA}		
CT lumbale wervelzuil	N = 67		
	Gemiddelde		
	Mediaan	20,00	30,00
	Gemiddelde _{MLA}		
CT TAP	N = 25		
	Gemiddelde		
	Mediaan	7,00	14,00
	Gemiddelde _{MLA}		

Zoals getoond in Tabel 12 **Fout! Verwijzingsbron niet gevonden.** is de gemiddelde CTDI_{vol}, de mediane CTDI_{vol} en de gemiddelde CTDI_{vol} bepaald met MLA voor 2015, **voor alle enkelvoudige onderzoeken lager dan de DRL** opgesteld door het FANC. Het is niet zinvol om de dosisdata van MC2011 te vergelijken met de DRL afkomstig van de 4^{de} iteratie. In 2011 waren er echter nog geen DRLs opgesteld voor CTDI_{vol}.

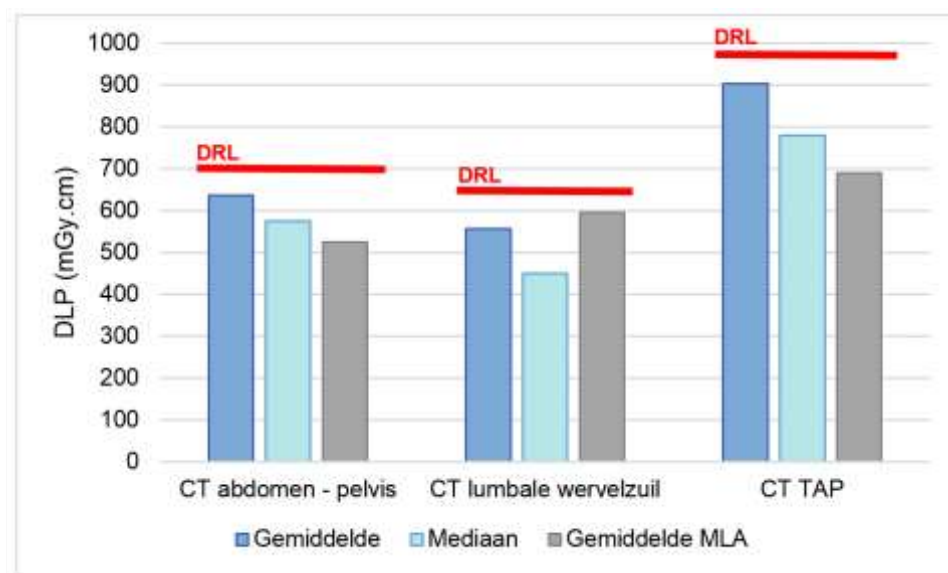
In Tabel 13 wordt de vergelijking gemaakt van de gemiddelde en mediane waarden van DLP met de DRL voor volledige onderzoeken. Bij de eerste iteratie werd geen DRL bepaald voor het thorax – abdomen onderzoek. Bij de vierde iteratie wordt alleen een DRL bepaald voor de enkelvoudige CT-onderzoeken van de lumbale wervelzuil. Opnames met meer dan 1 reeks zijn inderdaad uitzonderlijk, zoals ook blijkt uit deze steekproef. Slechts 1 onderzoek bestaat uit 2 acquisities. Dit kan te wijten zijn aan bijvoorbeeld foute positionering waardoor een extra acquisitie moest gebeuren. Aangezien er slechts 1 onderzoek is die 2 acquisities telt, wordt in onderstaande tabel de DRL voor een enkelvoudig CT-onderzoek van de lumbale wervelzuil getoond. Er is **geen enkele waarde die de DRL overschrijdt**.

Tabel 13: Gemiddelde en mediane DLP (mGy.cm) per type onderzoek en jaar voor volledige CT-opnames.

DLP (mGy.cm)	2011	FANC 1 ^{ste} iteratie		2015	FANC 4 ^{de} iteratie	
CT abdomen - pelvis	N = 123	P25	P75 = DRL	N = 71	P25	P75 = DRL
Gemiddelde	813			637		
Mediaan	700	415	830	576	420	700
Gemiddelde _{MLA}	764			526		
CT lumbale wervelzuil	N = 122			N = 67		
Gemiddelde	743			557		
Mediaan	644	475	870	451	400 ^a	650 ^a
Gemiddelde _{MLA}	831			595		
CT TAP	N = 94			N = 69		
Gemiddelde	1030			904		
Mediaan	963	-	-	781	550	960
Gemiddelde _{MLA}	757			691		

^a DRL voor enkelvoudig CT onderzoek van de lumbale wervelzuil

Wat opvalt in Tabel 13 is het verschil tussen het gemiddelde en mediaan van de steekproef en het gemiddelde afkomstig van de MLA (Figuur 36).



Figuur 36: Vergelijking gemiddelde, mediaan en gemiddelde_{MLA} voor MC2015 voor volledige onderzoeken van de 3 regio's.

Het verschil tussen het gemiddelde en de mediaan kan verklaard worden door de aanwezigheid van uitschieters. Hoge dosiswaarden trekken het gemiddelde naar boven,

waardoor deze waarde sterk kan afwijken van de mediaan. Dit illustreert dat de gemiddelde waarde een minder goede indicatie geeft van de dosis voor de volledige groep. Het verschil tussen gemiddelde en mediaan van de steekproef en het gemiddelde bekomen door de MLA kan verklaard worden door de correctie van het clustereffect. Bijvoorbeeld voor het CT-onderzoek van de lumbale wervelzuil ligt het gemiddelde verkregen met de multilevel analyse opvallend hoger dan de andere twee waarden. Dit kan duiden op de aanwezigheid van ten minste 1 ziekenhuis waar de dosis laag was en waar er ook veel dosisgegevens voorhanden waren. Dit heeft er voor gezorgd dat zowel het gemiddelde als de mediaan naar beneden zijn getrokken. **De gekozen statistiek die wordt toegepast om het centrum van de dosisgrootte te beschrijven die uiteindelijk wordt aangewend om te toetsen aan de DRL, kan dus een grote invloed hebben op de vergelijking.** Een duidelijke beschrijving van welke statistische methode moet worden toegepast om tot een centrummaat te komen die vergeleken kan worden met de DRL kan helpen om steeds op een uniforme manier de dosimetrie in een centrum te toetsen aan de nationale DRLs. Wanneer een lokale vergelijking wordt gemaakt tussen dosiswaarden binnen een ziekenhuis en de Belgische DRL is het bijvoorbeeld steeds zinvol om het gemiddelde te bepalen via multilevel analyse. Binnen een ziekenhuis kan er dan namelijk gecorrigeerd worden voor een clustereffect veroorzaakt door de toestellen. Wanneer dit niet gebeurt, is het mogelijk dat volgende situatie optreedt: een ziekenhuis is in het bezit van 2 toestellen, een ouder en een nieuwer toestel. Wanneer de gemiddelde DLP voor een CT-onderzoek voornamelijk bepaald wordt door dosisdata verkregen van het nieuwer toestel, zal de toetsing met de DRLs niet objectief verlopen. De gemiddelde waarde is namelijk niet representatief voor de onderzoeken die doorgaan op het oudere toestel. Bij vergelijking met de DRL zal er geen nood zijn voor dosisoptimalisatie omdat de gemiddelde DLP ver onder de DRL ligt, terwijl er bij de dosis van het oudere toestel eventueel wel nood is aan optimalisatie. Idealiter wordt een gemiddelde of mediane dosis bepaald per toestel en wordt deze waarde vergeleken met de DRL.

Een belangrijke parameter die voorlopig nog niet in rekening wordt gebracht bij de DRLs is de beeldkwaliteit. Momenteel wordt alleen met behulp van dosisdata de DRL verkregen. De dosis kan echter niet onbeperkt dalen, op een gegeven ogenblik is de beeldkwaliteit te laag om nog een antwoord te geven op de klinische vraag. In principe zou een daling van de DRLs steeds bekeken moeten worden samen met de beeldkwaliteit: kan nog een voldoende goede beeldkwaliteit bekomen worden met een lagere dosis [96].

Verschillende landen hebben reeds DRLs opgesteld [82, 97–99]. Een vergelijking maken met DRLs van andere landen is minder relevant, aangezien de dosisdistributies opgesteld voor het bepalen van de DRL erg afhankelijk zijn van de klinische praktijk. Deze kunnen enorm uiteenlopen tussen verschillende landen.

Vergelijking dosisdata met Belgische DRL

- **Dosiswaarden uit deze studie (CTDI_{vol}, DLP) liggen steeds lager dan Belgische DRLs**
- Gekozen centrummaat en statische methode om tot deze waarde te komen kan een invloed hebben op toetsing van de lokale dosisgrootte met DRLs.

9.5. Risicoanalyse

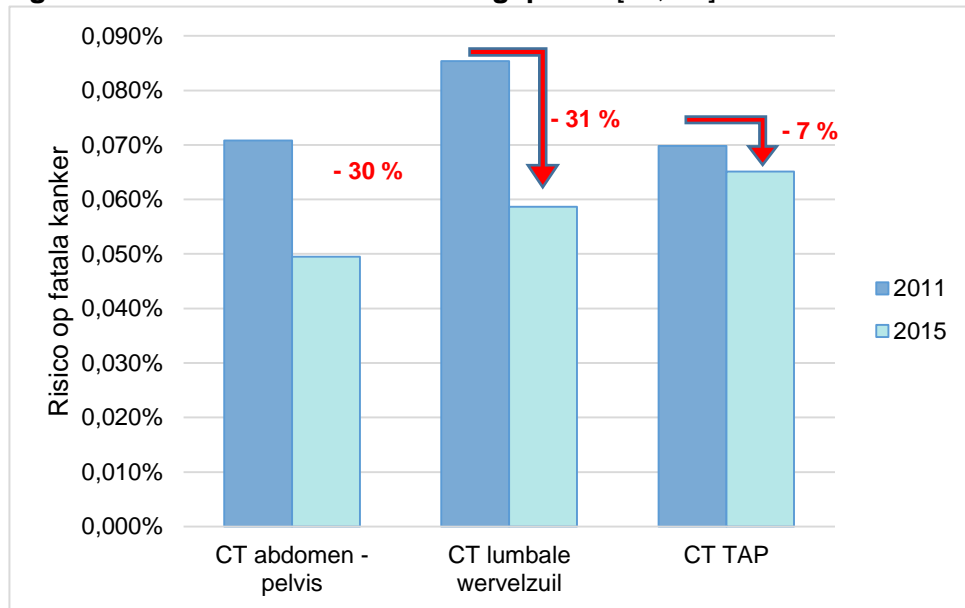
Er is heel wat discussie in de wetenschappelijke wereld omtrent de mogelijke risico's van ioniserende straling [14, 19, 27, 28]. Voor het publiek is het niet eenvoudig om een goed beeld te krijgen van de mogelijke effecten van ioniserende straling. Enerzijds zijn er berichten over de heilzame werking van straling, de zogenaamde hormesis theorie. Anderzijds zijn er in de

media ook frequent berichtgevingen die waarschuwen voor ioniserende straling en bijkomende maligniteiten die ontstaan door het gebruik van ioniserende straling [19]. Het gevaar bestaat dat het publiek alleen nog de nadelen ziet van deze beeldvormingsprocedures en dat de voordelen op de achtergrond geraken. Het is belangrijk dat patiënten steeds correct geïnformeerd worden.

De Belgische overheid tracht de laatste jaren de populatie meer correcte informatie te bieden door middel van een website (www.zuinigmetstraling.be) en verschillende campagnes (onder meer “Medische beelden zijn geen vakantiekiekjes”). Hierdoor proberen ze het overmatig gebruik van ioniserende straling in de medische beeldvorming aan banden te leggen en het publiek juist te informeren. Er wordt echter getracht om geen onrust te zaaien bij de populatie betreffende het gebruik van ioniserende straling. Men probeert te benadrukken dat wanneer een onderzoek dat gebruik maakt van ioniserende straling is aangewezen, er geen enkele reden is om dit onderzoek te weigeren. Onderzoeken die niet zijn geïndiceerd zijn moeten echter vermeden worden (justificatie principe).

In paragraaf 8.8. Risicoanalyse wordt het risico op een fatale kanker bepaald ten gevolge van de stralingsblootstelling van de bestudeerde CT-onderzoeken. Een belangrijke nuance die wel steeds in het achterhoofd gehouden moet worden bij deze risicobepalingen is de **grote onzekerheid** die ermee gepaard gaat. De risicocoëfficiënten uit publicatie 103 van ICRP zijn gebaseerd op het LNT-model en tot op heden zijn er nog geen grote epidemiologische studies die deze theorie bij lage dosis bevestigen [13]. Het zijn slechts theoretische risico's, gebaseerd op risico's die zijn waargenomen bij hoog dosis data en nadien geëxtrapoleerd zijn naar het laag dosis gebied [35, 100]. **Risico's bepaald op basis van E zijn dan ook een ruwe schatting van het werkelijke risico en de nodige voorzichtigheid bij het beoordelen van deze risico's is aangewezen.** Bovendien houden ze geen rekening met de leeftijd van blootstelling en het geslacht. Beide factoren zijn nochtans belangrijke parameters die de grootte van het risico bij blootstelling bepalen [79]. Om deze reden werd geopteerd om de risicoanalyse eveneens uit te voeren met behulp van de methodiek uit het BEIR VII rapport waar bij de bepaling van het *lifetime attributable risk* op kankerincidentie of –mortaliteit leeftijd en geslacht in rekening wordt gebracht. De LAR stelt het bijkomende risico voor bovenop het *baseline* kankerrisico [66]. Met behulp van de risicoanalyse van E werd een daling van het risico waargenomen met 30 %, 33 % en 7 % voor respectievelijk het CT abdomen – pelvis, CT lumbale wervelzuil en CT TAP onderzoek. De risico's bepaald met LAR zijn afwijkend van deze, namelijk 22 %, 34 % en 37 % voor kankerincidentie en 15 %, 27 % en 19 % voor kankermortaliteit voor respectievelijk het CT abdomen – pelvis, CT lumbale wervelzuil en CT TAP onderzoek. Deze verschillen zijn gedeeltelijk te verklaren door de incorporatie van leeftijd en geslacht in de LAR risicobepaling. Een andere mogelijke verklaring voor deze discrepanties is dat bij de methode van ICRP 103, de risicocoëfficiënten een verzameling zijn van verschillende eindpunten. Zowel kankerincidentie, kankermortaliteit als verlies van levensverwachting en erfelijke effecten zitten vervat in deze risico's [62, 101].

Beide methodes gaan met enorme onzekerheden gepaard [15, 66]. De absolute risico's,



weergegeven in

Figuur 28 tot en met Figuur 34, moeten dus met de nodige voorzichtigheid beoordeeld worden. De relatieve verschillen tussen de risico's van de onderzoeken bepaald in 2011 en 2015 zouden daarentegen wel vrij betrouwbaar moeten zijn aangezien dezelfde methodiek werd toegepast om de risico's van beide jaren te bepalen.

Een bijkomende factor waar bij deze risicobepalingen geen aandacht aan besteed wordt is het **voordeel van het onderzoek**. Kwantificatie van dit voordeel is eveneens complex aangezien het voordeel van een CT-onderzoek zich op verschillende vlakken kan afspelen. Enerzijds kan een CT-onderzoek bijdragen aan de levenskwaliteit van de patiënt, maar anderzijds zal een snelle, correcte diagnose ook kunnen bijdragen aan een daling van de kosten van de gezondheidszorg [100]. In de cijfers weergegeven in paragraaf 8.8. Risicoanalyse kan wel bepaald worden dat door de blootstelling aan ioniserende straling theoretisch x aantal fatale kankers zijn ontstaan, maar er wordt bijvoorbeeld niet weergegeven hoeveel kankers correct gediagnosticeerd zijn waardoor behandeling nog mogelijk is of hoeveel andere fatale aandoeningen zijn ontdekt door het uitvoeren van een CT-onderzoek. Echter, sommige onderzoeken hebben geen of weinig voordeel en een alternatief onderzoek zou evenveel informatie verschaffen. Voor deze niet-geïndiceerde onderzoeken is de *benefit-risk* balans steeds negatief en wordt de patiënt onnodig blootgesteld aan ioniserende straling. **Foutief gebruik van medische beeldvorming heeft dus wel degelijk implicaties, niet alleen op financieel vlak (zie rapporten van Hoste et al. en Stichelbaut et al. voor gedetailleerde analyse [69, 74]), maar ook mogelijks op gezondheidsvlak voor de patiënt.**

10.CONCLUSIE

Het gebruik van de beeldvormingstechniek *computed tomography* is de laatste jaren enorm toegenomen. Hoewel deze techniek in belangrijke mate bijdraagt tot de hedendaagse gezondheidszorg, is het gebruik van ioniserende straling inherent aan deze techniek. De risico's ten gevolge van blootstelling aan ioniserende straling zijn nog onzeker, maar voor de huidige wetgeving wordt het *linear-no-threshold* model aangewend. De belangrijkste principes waarop de huidige radioprotectie wetgeving steunt zijn justificatie van de procedure en het toepassen van het ALARA-principe op de dosis van de procedures. In 2011 en 2015 werd reeds de Belgische situatie omtrent de justificatie van beeldvormingsprocedures van het abdomen, lumbale wervelzuil en thorax – abdomen bestudeerd door Hoste et al. en Stichelbaut et al. Deze dosimetriestudie is een uitbreiding op de bestaande multicentrische studies (MC2011 en MC2015), en heeft als doel om de dosimetrie van deze drie frequent aangevraagde onderzoeken in België in beeld te brengen.

DOSIMETRIE

- CT abdomen
 - Significante daling van $CTDI_{vol}$ tussen MC2011 en MC2015 met 32 %
 - Significante daling van DLP tussen MC2011 en MC2015 met 31 %
 - Significante daling van E tussen MC2011 en MC2015 met 30 %
- CT lumbale wervelkolom
 - Significante daling van $CTDI_{vol}$ tussen MC2011 en MC2015 met 27 %
 - Significante daling van DLP tussen MC2011 en MC2015 met 28 %
 - Significante daling van E tussen MC2011 en MC2015 met 31 %
- CT thorax – abdomen – pelvis (TAP)
 - Daling van $CTDI_{vol}$ tussen MC2011 en MC2015 met 23 %. Deze daling is echter niet significant.
 - Daling van DLP tussen MC2011 en MC2015 met 9 %. Deze daling is echter niet significant.
 - Daling van E tussen MC2011 en MC2015 met 7 %. Deze daling is echter niet significant.

→ Deze resultaten impliceren dat in de periode tussen 2011 en 2015 er wel degelijk inspanningen geleverd zijn die geleid hebben tot deze dosisdaling. Voornamelijk een vernieuwing van het toestellenpark en mogelijks ook de introductie van verschillende dosisreductietools hebben geleid tot deze reductie.

STRALINGSBELASTING STUDIEPOPULATIE EN BELGISCHE POPULATIE

Studiepopulatie

- MC2011: E_{col} is gelijk aan **4669 man mSv** (gemiddeld 13,8 mSv per caput)
40 % van de totale E_{col} (1872 man mSv) is het gevolg van **niet-geïndiceerde CT-onderzoeken**.
- MC2015: E_{col} is gelijk aan **2170 man mSv** (gemiddeld 10,5 mSv per caput)
31 % van de totale E_{col} (682 man mSv) is het gevolg van **niet-geïndiceerde CT-onderzoeken**

Belgische populatie

- De stralingsbelasting voor de populatie van het **CT abdomen - pelvis** onderzoek is tussen 2011 en 2015 met **30 % gedaald. 989 man Sv en 685 man Sv** van de totale E_{col} is het gevolg van **niet gerechtvaardigde CT-onderzoeken in respectievelijk 2011 en 2015**.
- De stralingsbelasting voor de populatie van het **CT TAP onderzoek** is tussen 2011 en 2015 met **33 % gestegen**. De E_{col} van niet gejustificeerde onderzoeken is hierdoor gestegen van **36 man Sv naar 168 man Sv**.

VERGELIJKING CT-EXPO EN K-FACTOREN

- E bepaald met de k-factoren van Huda et al. geven een iets betere inschatting van E dan deze van Deak et al.
- E_{Expo} ligt gemiddeld 7 % hoger dan E_{Huda} en 15 % dan E_{Deak} .

→ De gebruikte methode om E te bepalen heeft een impact op de uiteindelijke waarde van E, maar toch blijkt de meer rudimentaire methode met een k-factor een vrij consistente en robuuste manier te zijn om E op een eenvoudige manier te bepalen.

RISICOANALYSE

Risicoanalyse met behulp van E en ICRP 103

- Voor het CT abdomen - pelvis onderzoek is het risico op het ontwikkelen van een fatale kanker gedaald met **30 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor de CT-opname van de lumbale wervelzuil is het risico op een fatale kanker gedaald met **31 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor CT TA onderzoek is het risico voor de inductie van een fatale kanker gedaald met **7 %** tussen 2011 en 2015.

Risicoanalyse met behulp van orgaandosissen en BEIR VII rapport

Kankerincidentie

- Voor het CT abdomen - pelvis onderzoek is het risico op het ontwikkelen van een kanker gedaald met **22 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor de CT-opname van de lumbale wervelzuil is het risico op kanker gedaald met **34 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor CT TAP onderzoek is het risico voor de inductie van een kanker gedaald met **37 %** tussen 2011 en 2015.

Kankermortaliteit

- Voor het CT abdomen - pelvis onderzoek is het risico om te sterven aan kanker gedaald met **15 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor de CT-opname van de lumbale wervelzuil is de kankermortaliteit gedaald met **27 %** tussen 2011 en 2015.
- Voor CT TAP onderzoek is het risico voor de inductie van een fatale kanker gedaald met **19 %** tussen 2011 en 2015.

→ Risicoanalyses gaan gepaard met een grote onzekerheid en voorzichtigheid bij het beoordelen van de gevonden resultaten is belangrijk

Er kan geconcludeerd worden dat er wel degelijk een evolutie is tussen de dosis van het CT-onderzoek van het abdomen – pelvis en lumbale wervelzuil. Voor het thorax - abdomen - pelvis onderzoek kon een daling worden aangetoond, maar deze was niet significant. Verdere optimalisatie van scanprotocollen, bijkomende introductie van nieuwe toestellen en dosisreductietools zoals buisstroommodulatie en iteratieve reconstructie kunnen bijdragen om de dosissen voor deze drie onderzoeken in België nog verder te laten dalen.

11.REFERENTIES

1. Mettler FA, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M (2008) Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. *Radiology* 248:254–263.
2. Lu ZF, Thomas S (2016) Imaging wisely: patient safety in CT. *Abdom Radiol* 41:452–460.
3. Ulzheimer S, Flohr T (2009) Multislice CT: Current technology and future developments. In: Reiser MF, Becker CR, Nikolaou K, Glazer G (eds) *Multislice CT*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, pp 3–23
4. Smith-Bindman R, Moghadassi M, Wilson N, et al (2015) Radiation doses in consecutive CT examinations from five university of California medical centers. *Radiology* 277:134–141.
5. Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP, et al (2009) Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology* 251:175–184.
6. Beels L, Bacher K, De Wolf D, et al (2009) γ -H2AX Foci as a biomarker for patient X-ray exposure in pediatric cardiac catheterization: are we underestimating radiation risks? *Circulation* 120:1903–1909.
7. Vandevoorde C, Franck C, Bacher K, et al (2015) γ -H2AX foci as in vivo effect biomarker in children emphasize the importance to minimize x-ray doses in paediatric CT imaging. *Eur Radiol* 25:800–811.
8. Franck C, Vandevoorde C, Goethals I, et al (2016) The role of Size-Specific Dose Estimate (SSDE) in patient-specific organ dose and cancer risk estimation in paediatric chest and abdominopelvic CT examinations. *Eur Radiol* 26:2646–2655.
9. Hart D, Wall B, Hillier M, Shrimpton P (2010) Frequency and collective dose for medical and dental X-ray examinations in the UK, 2008.
10. European Commission (EC) (2014) Radiation Protection N°180: Medical radiation exposure of the european population (part 1/2). European Commission, Luxembourg
11. Shrimpton, PC, Hillier MC MS and GS (2014) Doses from Computed Tomography (CT) examinations in the UK – 2011 review.
12. Hall EJ, Brenner DJ (2008) Cancer risks from diagnostic radiology. *Br J Radiol* 81:362–378.
13. McCollough CH, Bushberg JT, Fletcher JG, Eckel LJ (2015) Answers to common questions about the use and safety of CT scans. *Mayo Clin Proc* 90:1380–1392.
14. Doss M (2016) Future of radiation protection regulations. *Health Phys* 110:274–275.
15. ICRP (2007) ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. European Commission
16. Pandey M, Krishnan Nair M (Madhavan), Sebastian P (2002) *Advances in oncology* Vol. 2, 1st ed. Jaypee Bros. Medical Publishers, New Delhi
17. Huda W (2007) Radiation doses and risks in chest Computed Tomography examinations. *Proc Am Thorac Soc* 4:316–320.

18. Brenner DJ (2014) What we know and what we don't know about cancer risks associated with radiation doses from radiological imaging. *Br J Radiol* 87:20130629.
19. Morgan WF (2016) Compelling issues compounding the understanding of low dose radiation effects. *Health Phys* 110:291–292.
20. Rithidech KN (2016) Health benefits of exposure to low-dose radiation. *Health Phys* 110:293–295.
21. Prekeges JL (2003) Radiation hormesis, or, could all that radiation be good for us? *J Nucl Med Technol* 31:11–17.
22. Siegel JA, Pennington CW (2015) The mismeasure of radiation - Debunking the flawed science that low-dose radiation may cause cancer; in fact, it may even be beneficial. *Skept Mag* 20:46–51.
23. Pierce DA, Preston DL (2009) Radiation-related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors. *Radiat Res* 154:178–186.
24. Preston DL, Ron E, Tokuoka S, et al (2007) Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998. *Radiat Res* 168:1–64.
25. Tubiana M, Feinendegen LE, Kaminski JM (2009) The Linear No-Threshold Relationship is inconsistent with radiation biologic and experimental data. 251:
26. Feinendegen LE (2005) Evidence for beneficial low level radiation effects and radiation hormesis. *Br J Radiol* 78:3–7.
27. Azzam EI, Colangelo NW, Domogauer JD, et al (2016) Is ionizing radiation harmful at any exposure? An echo that continues to vibrate. *Heal Phys* 110:249–251.
28. Abbott A (2015) Researchers pin down risks of low-dose radiation. *Nature* 523:17–18.
29. Costello JE, Cecava ND, Tucker JE, Bau JL (2013) CT radiation dose: Current controversies and dose reduction strategies. *Am J Roentgenol* 201:1283–1290.
30. Janjan N (2014) The risks of undiagnosed cancer vs the theoretical risks of radiation exposure. *Oncology (Williston Park)* 28:165.
31. Vogiatzi S, Kipouros P, Chobis M, et al (1998) Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. *Radiat Prot Dosimetry* 80:1–26.
32. Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, et al (2000) European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography - EUR 16262. *Eur Comm* 1–71.
33. Vassileva J, Rehani M (2014) Diagnostic Reference Levels. *Am J Roentgenol* 204:W1–W3.
34. Fremout A, Van Slambrouck K, Vanaudenhove T (2016) Nationale diagnostische referentieniveaus in de radiologie.
35. Brenner DJ, Hall EJ (2007) Computed Tomography — An increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 357:2277–2284.
36. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, et al (2015) State of the art: iterative CT reconstruction techniques. *Radiology* 276:339–357.
37. Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M, et al (2014) How I do it: managing radiation dose in CT. *Radiology* 273:657–72.
38. Frush DP, Donnelly LF, Rosen NS (2003) Computed Tomography and radiation risks: what pediatric health care providers should know. *Pediatrics* 112:951–957.

39. McCollough CH, Primak AN, Braun N, et al (2009) Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiol Clin North Am* 47:27–40.
40. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, et al (2005) Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* 237:213–223.
41. Rizzo S, Kalra M, Schmidt B, et al (2006) Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *Am J Roentgenol* 186:673–679.
42. Martin CJ, Sookpeng S (2016) Setting up computed tomography automatic tube current modulation systems. *J Radiol Prot* 36:74–95.
43. Lira D, Padole A, Kalra MK, Singh S (2015) Tube potential and CT radiation dose optimization. *AJR Am J Roentgenol* 204:4–10.
44. Adeel R. Seyal, MD Atilla Arslanoglu, MD Samir F. Abboud, MD Azize Sahin, MD Jeanne M. Horowitz, MD Vahid Yaghmai M (2015) CT of the abdomen with reduced tube voltage in adults: a practical approach. *RadioGraphics* 35:1–17.
45. Goldman LW (2007) Principles of CT and CT technology. *J Nucl Med Technol* 35:115–130.
46. Kubo T, Ohno Y, Seo JB, et al (2016) Securing safe and informative thoracic CT examinations—Progress of radiation dose reduction techniques. *Eur J Radiol*. doi: 10.1016/j.ejrad.2016.10.012
47. Moorin RE, Gibson DAJ, Forsyth RK, Fox R (2015) The impact of iterative reconstruction on computed tomography radiation dosimetry: Evaluation in a routine clinical setting. *PLoS One* 10:1–21.
48. Beister M, Kolditz D, Kalender WA (2012) Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Medica* 28:94–108.
49. Tootell A, Szczepura K, Hogg P (2014) An overview of measuring and modelling dose and risk from ionising radiation for medical exposures. *Radiography* 20:323–332.
50. Valentin J (2002) Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. *Ann ICRP* 32:1–277.
51. Boetticher H von, Lachmund J, Loe HK, et al (2008) 2007 Recommendations of the ICRP change basis for estimation of the effective dose: What is the impact on radiation dose assessment of patient and personnel? *Fortschr Röntgenstr* 180:391–395.
52. Thorne MC (1992) ICRP publication 60: 1990 recommendations of the international commission on radiological protection. *Ann Nucl Energy* 19:51–52.
53. Nagel H-D (2000) Radiation exposure in computed tomography : fundamentals, influencing parameters, dose assessment, optimisation, scanner data, terminology. European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries, Frankfurt
54. Boone J, Strauss K, Cody D (2011) Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations (Task Group 204). American Association of Physicists in Medicine, College Park, MD
55. (2014) Use of water equivalent diameter for calculating patient Size and Size-Specific Dose Estimate (SSDE) in CT (Task group 220). American Association of Physicists in Medicine, College Park, MD

56. Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, et al (2004) European guidelines for multislice Computed Tomography.
57. Deak PD, Smal Y, Kalender WA (2010) Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from Dose-Length Product. *Radiology* 257:158–166.
58. Huda W, Magill D, He W (2011) CT effective dose per dose length product using ICRP 103 weighting factors. *Med Phys* 38:1261–1265.
59. Westra SJ (2014) The communication of the radiation risk from CT in relation to its clinical benefit in the era of personalized medicine. *Pediatr Radiol* 44:515–518.
60. UNSCEAR (2008) Epidemiological studies of radiation and cancer: UNSCEAR 2006 Report, Volume I, AnnexA. *Eff Ioniz Radiat UNSCEAR 2006 I*:310.
61. Rühm W, Azizova T V, Bouffler SD, et al (2016) Dose-rate effects in radiation biology and radiation protection. *Ann ICRP* 45:262–279.
62. BRENNER DJ (2008) Effective dose: a flawed concept that could and should be replaced. *Br J Radiol* 81:521–523.
63. Harrison JD, Balonov M, Martin CJ, et al (2016) Use of effective dose. *Ann ICRP*. doi: 10.1177/0146645316634566
64. Sailer AM, Schurink GWH, Wildberger JE, et al (2014) Radiation exposure of abdominal cone beam Computed Tomography. *Cardiovasc Intervent Radiol* 38:112–120.
65. Krille L, Zeeb H, Jahnen A, et al (2012) Computed tomographies and cancer risk in children: a literature overview of CT practices, risk estimations and an epidemiologic cohort study proposal. *Radiat Environ Biophys* 51:103–111.
66. (2006) Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2. National Academies Press, Washington DC
67. Hoang JK, Reiman RE, Nguyen GB, et al (2015) Lifetime attributable risk of cancer from radiation exposure during parathyroid imaging: comparison of 4D CT and parathyroid scintigraphy. *Am J Roentgenol* 204:579–585.
68. Richtlijnen voor het goed gebruik van medische beeldvorming. <http://www.inami.fgov.be/>. Accessed 14 Jan 2015
69. Hoste P (2011) Gebruik van de aanbevelingen voor medische beeldvorming in België: multicentrische studie.
70. Belgian Society of Radiology. <http://www.bsr-web.be>.
71. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR (2008) Converting Dose-Length Product to Effective Dose at CT. *Radiology* 248:995–1003.
72. Brady Z, Cain TM, Johnston PN (2012) Comparison of organ dosimetry methods and effective dose calculation methods for paediatric CT. *Australas Phys Eng Sci Med* 35:117–134.
73. De Bondt T, Mulkens T, Zanca F, et al (2016) Benchmarking pediatric cranial CT protocols using a dose tracking software system: a multicenter study. *Eur Radiol*. doi: 10.1007/s00330-016-4385-4
74. Stichelbaut N (2015) Gebruik van de aanbevelingen voor medische beeldvorming in België: multicentrische follow-up studie, 3 jaar na actieve campagne voor efficiënter

gebruik van medische beeldvorming.

75. Kordolaimi SD, Efstathopoulos EP (2014) Computed tomography radiation dosimetry: from the indicators to the indications. *J Comput Assist Tomogr* 38:807–814.
76. Januzis N, Nguyen G, Hoang JK, et al (2015) A novel method of estimating effective dose from the point dose method: a case study-parathyroid CT scans. *Phys Med Biol* 60:1763–73.
77. Nagel G, Stamm HD (2014) CT-Expo V 2.4 - A tool for dose evaluation in Computed Tomography.
78. Abdullah A, Sun Z, Pongnapang N, et al (2012) Comparison of Computed Tomography dose reporting software. *Radiat Prot Dosimetry* 151:153–157.
79. Hall EJ, Brenner DJ (2012) Cancer risks from diagnostic radiology: the impact of new epidemiological data. *Br J Radiol* 85:1316–1317.
80. Bland JM, Altman DG (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 327:307–310.
81. Tins B (2010) Technical aspects of CT imaging of the spine. *Insights Imaging* 1:349–359.
82. Veldkamp WJH, Becht A, Bouwma RW, et al (2012) Diagnostische referentieniveaus in Nederland.
83. Strauss KJ (2014) Developing patient-specific dose protocols for a CT scanner and exam using diagnostic reference levels. *Pediatr Radiol* 44:479–488.
84. Nagel HD (2007) CT parameters that influence the radiation dose. In: *Radiat. dose from adult Pediatr. multidetector Comput. Tomogr.* Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, pp 51–79
85. Mayo-Smith WW (2010) Protocol Design. 3–5.
86. Romano RFT, Salvadori PS, Torres LR, et al (2015) Readjustment of abdominal computed tomography protocols in a university hospital: impact on radiation dose. *Radiol Bras* 48:292–297.
87. Trattner S, Pearson GDN, Chin C, et al (2014) Standardization and optimization of CT protocols to achieve low dose. *J Am Coll Radiol* 11:271–278.
88. Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G (2012) A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning. *Eur J Radiol* 81:665–683.
89. Jaffe TA, Yoshizumi TT, Toncheva G, et al (2009) Radiation dose for body CT protocols: Variability of scanners at one institution. *Am J Roentgenol* 193:1141–1147.
90. Pantos I, Thalassinou S, Argentos S, et al (2011) Adult patient radiation doses from non-cardiac CT examinations: A review of published results. *Br J Radiol* 84:293–303.
91. Beeres M, Römer M, Bodelle B, et al (2014) Chest-abdomen-pelvis CT for staging in cancer patients: dose effectiveness and image quality using automated attenuation-based tube potential selection. *Cancer Imaging* 14:1–8.
92. Hashim S, Karim MKA, Bakar KA, et al (2016) Evaluation of organ doses and specific k effective dose of 64-slice CT thorax examination using an adult anthropomorphic phantom. *Radiat Phys Chem* 126:14–20.
93. Wall BF, Haylock R, Jansen JTM, et al (2011) Radiation risks from medical X-ray examinations as a function of the age and sex of the patient.

94. Hart D, Wall BF (2002) Radiation exposure of the UK population from medical and dental x-ray examinations.
95. McCollough CH (2003) Patient dose in cardiac computed tomography. *Herz* 28:1–6.
96. McCollough CH (2010) Diagnostic reference levels. *Am Coll Radiol*. doi: 10.2214/AJR.14.12794
97. Foley SJ, McEntee MF, Rainford LA (2012) Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *Br J Radiol* 85:1390–1397.
98. Verdun F, Gutierrez D, Vader J, et al (2008) CT radiation dose in children: a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland. *Eur Radiol* 18:1980–1986.
99. Najafi M, Deevband MR, Ahmadi M, Kardan MR (2015) Establishment of diagnostic reference levels for common multi-detector computed tomography examinations in Iran. *Australas Phys Eng Sci Med* 38:603–609.
100. Zanzonico PB (2016) The neglected side of the coin: quantitative benefit-risk analyses in medical imaging. *Health Phys* 110:301–304.
101. Brenner DJ (2012) We can do better than effective dose for estimating or comparing low-dose radiation risks. *Ann ICRP* 41:124–128.

12.APPENDIX A

Tabel: Lifetime attributable risk (LAR) van kankerincidentie, aantal gevallen per 100 000 blootgestelde personen aan een enkele dosis van 0,1 mGy. Risicofactoren zijn gecorrigeerd met een DDREF van 1,5; met uitzondering van de factor voor leukemie, waarvoor een lineair-kwadratisch model werd gebruikt.

		Leeftijd van blootstelling (mGy)										
Locatie kanker		0	5	10	15	20	30	40	50	60	70	80
<i>Man</i>												
Maag		76	65	55	46	40	28	27	25	20	14	7
Colon		336	285	241	204	173	125	122	113	94	65	30
Lever		61	50	43	36	30	22	21	19	14	8	3
Long		314	261	216	180	149	105	104	101	89	65	34
Prostaat		93	80	67	57	48	35	35	33	26	14	5
Blaas		209	177	150	127	108	79	79	76	66	47	23
Andere		1123	672	503	394	312	198	172	140	98	57	23
Thyroid		115	76	50	33	21	9	3	1	0,3	0,1	0
Alle solide tumoren		2326	1 667	1325	1076	881	602	564	507	407	270	126
Leukemie		237	149	120	105	96	84	84	84	82	73	48
Alle kankers		2563	1816	1445	1182	977	686	648	591	489	343	174
<i>Vrouw</i>												
Maag		101	85	72	61	52	36	35	32	27	19	11
Colon		220	187	158	134	114	82	79	73	62	45	24
Lever		28	23	20	16	14	10	10	9	7	5	2
Long		733	608	504	417	346	242	240	230	201	147	77
Borsten		1171	914	712	553	429	253	141	70	31	12	4
Uterus		50	42	36	30	26	18	16	13	9	5	2
Ovaria		104	87	73	60	50	34	31	25	18	11	5
Blaas		212	180	152	129	109	79	78	74	64	47	24
Andere		1339	719	523	409	323	207	181	148	109	68	30
Thyroid		634	419	275	178	113	41	14	4	1	0,3	0
Alle solide tumoren		4592	3265	2525	1988	1575	1002	824	678	529	358	177
Leukemie		185	112	86	76	71	63	62	62	57	51	37
Alle kankers		4777	3377	2611	2064	1646	1065	886	740	586	409	214

Tabel: Lifetime attributable risk (LAR) voor kankermortaliteit, aantal gevallen per 100 000 blootgestelde personen aan een enkele dosis van 0,1 mGy. Risicofactoren zijn gecorrigeerd met een DDREF van 1,5; met uitzondering van de factor voor leukemie, waarvoor een lineair-kwadratisch model werd gebruikt.

		Leeftijd van blootstelling (jaren)										
Locatie kanker	0	5	10	15	20	30	40	50	60	70	80	
<i>Man</i>												
Maag	41	34	30	25	21	16	15	13	11	8	4	
Colon	163	139	117	99	84	61	60	57	49	36	21	
Lever	44	37	31	27	23	16	16	14	12	8	4	
Long	318	264	219	182	151	107	107	104	93	71	42	
Prostaat	17	15	12	10	9	7	6	7	7	7	5	
Blaas	45	38	32	27	23	17	17	17	17	15	10	
Andere	400	255	200	162	134	94	88	77	58	36	17	
Alle solide tumooren	1028	781	641	533	444	317	310	289	246	181	102	
Leukemie	71	71	71	70	67	64	67	71	73	69	51	
Alle kankers	1099	852	712	603	511	381	377	360	319	250	153	
<i>Vrouw</i>												
Maag	57	48	41	34	29	21	20	19	16	13	8	
Colon	12	86	73	62	53	38	37	35	31	25	15	
Lever	24	20	17	14	12	9	8	8	7	5	3	
Long	643	534	442	367	305	213	212	204	183	140	81	
Borsten	274	214	167	130	101	61	35	19	9	5	2	
Uterus	11	10	8	7	6	4	4	3	3	2	1	
Ovaria	55	47	39	34	28	20	20	18	15	10	5	
Blaas	59	51	43	36	31	23	23	22	22	19	13	
Andere	491	287	220	179	147	103	97	86	69	47	24	
Alle solide tumoren	1717	1295	1051	862	711	491	455	415	354	265	152	
Leukemie	53	52	53	52	51	51	52	54	55	52	38	
Alle kankers	1770	1347	1104	914	762	542	507	469	409	317	190	

APPENDIX B

Tabel: Beschrijvende statistiek van de orgaandosisen (D_{org} ; mGy) voor het CT abdomen - pelvis onderzoek in 2011.

D_{org} (mGy)	Gemiddelde (minimum – maximum)	Standaard deviatie
Hersenen	0,0 (0,0 – 0,0)	0,0
Speekselklieren	0,0 (0,0 – 0,5)	0,1
Schildklier	0,1 (0,0 – 1,2)	0,1
Borsten	6,1 (0,0 – 68,8)	11,9
Slokdam	1,3 (0,1 – 9,0)	1,3
Longen	8,9 (0,6 – 50,8)	8,0
Lever	23,0 (4,7 – 113,3)	17,2
Maag	23,6 (4,9 – 115,7)	17,5
Colon	21,6 (5,4 – 108,7)	14,0
Onderste deel colon	20,0 (5,3 – 111,5)	12,2
Bovenste deel colon	22,6 (5,4 – 107,0)	15,6
Teelballen	9,1 (0,0 – 50,7)	11,0
Eierstokken	11,1 (0,0 – 109,5)	15,6
Blaas	22,2 (6,1 – 125,5)	13,2
Beenmerg	10,9 (2,7 – 58,0)	7,1
Botoppervlak	18,0 (3,7 – 101,1)	12,4
Huid	10,0 (2,2 – 56,3)	6,7
Zwezerik	1,3 (0,1 – 9,0)	1,3
Milt	23,4 (4,9 – 115,9)	17,5
Pancreas	19,4 (4,0 – 97,1)	14,7
Bijnieren	19,0 (3,8 – 93,1)	14,2
Nieren	24,2 (5,1 – 119,3)	18,0
Dunne darm	21,5 (5,3 – 104,7)	15,0
Baarmoeder	10,9 (0,0 – 148,1)	17,4
Prostaat	10,4 (0,0 – 51,2)	11,6
Galblaas	19,4 (4,0 – 97,1)	14,7
Hart	9,0 (0,5 – 53,8)	8,7
ET weefsel	0,1 (0,0 – 1,2)	0,1
Orale mucosa	0,0 (0,0 – 0,5)	0,1
Lymfeknopen	12,6 (2,8 – 67,7)	8,0
Spier	12,6 (2,8 – 67,7)	8,0
Ooglenzen	0,0 (0,0 – 0,0)	0,0

Tabel: Beschrijvende statistiek van de orgaandosisen (D_{org} ; mGy) voor het CT abdomen - pelvis onderzoek in 2015.

D_{org} (mGy)	Gemiddelde (minimum – maximum)	Standaard deviatie
Hersenen	0,0 (0,0 – 0,0)	0,0
Speekselklieren	0,0 (0,0 – 0,2)	0,0
Schildklier	0,1 (0,0 – 0,5)	0,1
Borsten	2,8 (0,0 – 32,9)	5,4
Slok darm	0,9 (0,1 – 4,7)	0,8
Longen	6,5 (0,4 – 33,3)	6,1
Lever	18,9 (2,6 – 98,3)	17,1
Maag	19,5 (2,7 – 101,1)	17,6
Colon	18,4 (2,8 – 94,3)	14,2
Onderste deel colon	17,3 (2,5 – 86,0)	12,5
Bovenste deel colon	19,0 (3,0 – 99,4)	15,5
Teelballen	8,3 (0,0 – 38,3)	10,8
Eierstokken	8,5 (0,0 – 85,6)	14,0
Blaas	19,6 (3,1 – 93,3)	13,8
Beenmerg	9,2 (1,4 – 46,5)	6,9
Botoppervlak	14,7 (2,8 – 73,4)	11,4
Huid	8,2 (1,0 – 40,9)	6,3
Zwezerik	0,9 (0,1 – 4,7)	0,8
Milt	19,2 (2,7 – 100,9)	17,5
Pancreas	15,8 (2,2 – 84,1)	14,4
Bijnieren	15,5 (2,1 – 80,1)	14,2
Nieren	20,0 (2,9 – 105,2)	18,1
Dunne darm	18,1 (2,9 – 94,9)	14,5
Baarmoeder	8,8 (0,0 – 83,2)	14,1
Prostaat	10,2 (0,0 – 41,6)	12,2
Galblaas	15,8 (2,2 – 84,1)	14,4
Hart	6,4 (0,3 – 31,9)	6,1
ET weefsel	0,1 (0,0 – 0,5)	0,1
Orale mucosa	0,0 (0,0 – 0,2)	0,0
Lymfeknopen	10,7 (1,3 – 50,4)	8,0
Spier	10,7 (1,3 – 50,4)	8,0
Ooglenzen	0,0 (0,0 – 0,0)	0,0

Tabel: Beschrijvende statistiek van de orgaandossissen (D_{org} ; mGy) voor het CT lumbale wervelzuil onderzoek in 2011.

D_{org} (mGy)	Gemiddelde (minimum – maximum)	Standaard deviatie
Hersenen	0,0 (0,0 – 0,0)	0,0
Speekselklieren	0,0 (0,0 – 0,2)	0,0
Schildklier	0,1 (0,0 – 0,5)	0,1
Borsten	1,3 (0,0 – 31,6)	4,1
Slok darm	0,6 (0,0 – 3,9)	0,8
Longen	3,5 (0,2 – 26,6)	4,9
Lever	30,4 (3,4 – 114,8)	21,4
Maag	35,9 (4,5 – 119,1)	22,3
Colon	29,8 (1,6 – 74,9)	13,2
Onderste deel colon	13,2 (0,4 – 44,0)	6,6
Bovenste deel colon	40,0 (2,4 – 99,5)	17,5
Teelballen	0,1 (0,0 – 0,7)	0,1
Eierstokken	6,8 (0,0 – 61,1)	8,3
Blaas	3,4 (0,1 – 44,8)	4,1
Beenmerg	10,4 (2,8 – 29,1)	5,2
Botoppervlak	15,5 (3,9 – 48,6)	8,7
Huid	8,8 (2,4 – 25,4)	4,5
Zwezerik	0,6 (0,0 – 3,9)	0,8
Milt	31,2 (2,2 – 119,2)	23,8
Pancreas	24,3 (2,1 – 97,8)	19,7
Bijnieren	17,9 (0,9 – 92,0)	19,3
Nieren	44,5 (5,8 – 126,0)	23,0
Dunne darm	37,6 (1,9 – 94,1)	16,8
Baarmoeder	6,2 (0,0 – 81,1)	8,8
Prostaat	1,3 (0,0 – 9,0)	2,0
Galblaas	24,3 (2,1 – 97,8)	19,7
Hart	3,4 (0,2 – 29,7)	5,0
ET weefsel	0,1 (0,0 – 0,5)	0,1
Orale mucosa	0,0 (0,0 – 0,2)	0,0
Lymfeknopen	11,1 (3,0 – 32,1)	5,7
Spier	11,1 (3,0 – 32,1)	5,7
Ooglenzen	0,0 (0,0 – 0,0)	0,0

Tabel: Beschrijvende statistiek van de orgaandossissen (D_{org} ; mGy) voor het CT lumbale wervelzuil onderzoek in 2015.

D_{org} (mGy)	Gemiddelde (minimum – maximum)	Standaard deviatie
Hersenen	0,0 (0,0 – 0,0)	0,0
Speekselklieren	0,0 (0,0 – 0,1)	0,0
Schildklier	0,0 (0,0 – 0,3)	0,0
Borsten	0,4 (0,0 – 3,8)	0,7
Slok darm	0,4 (0,0 – 2,2)	0,4
Longen	2,0 (0,2 – 16,4)	2,3
Lever	21,8 (3,2 – 57,6)	13,4
Maag	26,2 (4,3 – 64,1)	15,1
Colon	22,2 (4,8 – 66,3)	13,5
Onderste deel colon	10,1 (1,6 – 39,5)	7,4
Bovenste deel colon	29,7 (6,7 – 82,7)	17,3
Teelballen	0,1 (0,0 – 0,8)	0,2
Eierstokken	4,7 (0,0 – 65,9)	10,5
Blaas	2,6 (0,3 – 15,2)	2,6
Beenmerg	7,8 (1,1 – 25,4)	5,2
Botoppervlak	11,3 (1,7 – 28,8)	6,9
Huid	6,5 (1,1 – 16,7)	3,8
Zwezerik	0,4v (0,0 – 2,2)	0,4
Milt	22,5 (2,4 – 61,0)	15,0
Pancreas	17,5 (1,7 – 49,6)	12,2
Bijnieren	12,4 (0,9 – 45,4)	11,0
Nieren	32,8 (6,6 – 81,3)	17,7
Dunne darm	27,9 (5,6 – 80,5)	16,8
Baarmoeder	4,1 (0,0 – 68,1)	9,7
Prostaat	1,5 (0,0 – 10,2)	2,1
Galblaas	17,5 (1,7 – 49,6)	12,2
Hart	2,0 (0,2 – 17,8)	2,4
ET weefsel	0,0 (0,0 – 0,3)	0,0
Orale mucosa	0,0 (0,0 – 0,1)	0,0
Lymfeknopen	8,3 (1,4 – 21,3)	4,9
Spier	8,3 (1,4 – 21,3)	4,9
Ooglenzen	0,0 (0,0 – 0,0)	0,0

Tabel: Beschrijvende statistiek van de orgaandosisen (D_{org} ; mGy) voor het CT thorax – abdomen - pelvis onderzoek in 2011.

D_{org} (mGy)	Gemiddelde (minimum – maximum)	Standaard deviatie
Hersenen	0,2 (0,1 – 0,7)	0,1
Speekselklieren	1,6 (0,4 – 4,6)	0,8
Schildklier	10,2 (1,3 – 38,8)	6,4
Borsten	9,5 (0,0 – 48,3)	12,0
Slokdarm	16,4 (5,7 – 34,9)	6,0
Longen	21,7 (8,7 – 61,7)	8,6
Lever	27,9 (9,9 – 90,5)	12,0
Maag	27,1 (10,1 – 91,5)	12,0
Colon	18,1 (8,1 – 52,5)	6,7
Onderste deel colon	16,6 (7,9 – 36,1)	5,3
Bovenste deel colon	19,0 (8,2 – 62,6)	7,8
Teelballen	8,4 (0,0 – 34,1)	9,2
Eierstokken	8,1 (0,0 – 28,8)	9,6
Blaas	18,9 (9,3 – 40,7)	5,9
Beenmerg	13,3 (6,4 – 31,0)	4,4
Botoppervlak	26,1 (13,0 – 69,6)	9,0
Huid	12,5 (6,5 – 33,6)	4,3
Zwezerik	16,6 (5,7 – 40,7)	6,4
Milt	28,6 (10,1 – 91,4)	12,3
Pancreas	24,5 (8,6 – 75,6)	10,4
Bijnieren	25,7 (8,2 – 77,8)	10,6
Nieren	24,9 (10,3 – 91,1)	12,2
Dunne darm	17,8 (7,7 – 56,0)	7,2
Baarmoeder	8,4 (0,0 – 28,5)	9,8
Prostaat	9,8 (0,0 – 40,7)	9,8
Galblaas	24,5 (8,6 – 75,6)	10,4
Hart	18,8 (7,2 – 58,6)	8,2
ET weefsel	10,3 (1,3 – 38,8)	6,7
Orale mucosa	1,6 (0,4 – 4,6)	0,8
Lymfeknopen	14,9 (7,5 – 41,4)	4,9
Spier	15,0 (7,5 – 41,4)	5,1
Ooglenzen	0,4 (0,1 – 11,5)	1,2

Tabel: Beschrijvende statistiek van de orgaandosisen (D_{org} ; mGy) voor het CT thorax – abdomen - pelvis onderzoek in 2015.

D_{org} (mGy)	Gemiddelde (minimum – maximum)	Standaard deviatie
Hersenen	0,2 (0,0 – 0,5)	0,1
Speekselklieren	1,4 (0,2 – 3,5)	0,8
Schildklier	9,1 (0,9 – 28,0)	6,7
Borsten	6,1 (0,0 – 49,9)	12,0
Slokdarm	14,1 (1,6 – 33,9)	7,8
Longen	18,4 (1,8 – 49,4)	11,7
Lever	24,7 (4,1 – 65,6)	17,1
Maag	24,4 (4,3 – 63,5)	16,9
Colon	16,6 (3,4 – 43,9)	9,6
Onderste deel colon	14,9 (3,1 – 42,6)	8,6
Bovenste deel colon	17,6 (3,7 – 44,6)	10,5
Teelballen	7,7 (0,0 – 42,4)	9,3
Eierstokken	5,7 (0,0 – 42,5)	10,1
Blaas	17,0 (3,6 – 47,7)	9,8
Beenmerg	11,8 (2,0 – 29,2)	6,8
Botoppervlak	22,8 (3,4 – 57,1)	13,6
Huid	11,0 (1,8 – 27,7)	6,6
Zwezerik	14,1 (1,6 – 33,9)	7,8
Milt	25,4 (4,3 – 69,3)	17,7
Pancreas	21,4 (3,5 – 59,5)	14,8
Bijnieren	22,2 (3,3 – 60,5)	15,4
Nieren	23,2 (4,3 – 63,2)	16,2
Dunne darm	16,3 (3,3 – 42,8)	9,6
Baarmoeder	5,8 (0,0 – 49,5)	10,3
Prostaat	10,7 (0,0 – 42,5)	10,3
Galblaas	21,4 (3,5 – 59,5)	14,8
Hart	15,9 (1,6 – 43,5)	10,5
ET weefsel	9,1 (0,9 – 28,0)	6,7
Orale mucosa	1,4 (0,2 – 3,5)	0,8
Lymfeknopen	13,4 (2,2 – 34,5)	7,9
Spier	13,4 (2,2 – 34,5)	7,9
Ooglenzen	0,2 (0,0 – 0,5)	0,1

%