

2017 • 2018  
Faculteit Industriële ingenieurswetenschappen  
master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

## Masterthesis

Software voor Quality Assurance

PROMOTOR :  
ing. Frank APPAERTS  
PROMOTOR :  
ing. Kenny GEENS

**Andries Coolen**  
Scriptie ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

De transnationale Universiteit Limburg is een uniek samenwerkingsverband van twee universiteiten in twee landen: de Universiteit Hasselt en Maastricht University.



Universiteit Hasselt | Campus Diepenbeek | Agoralaan Gebouw D | BE-3590 Diepenbeek  
Universiteit Hasselt | Campus Hasselt | Martelarenlaan 42 | BE-3500 Hasselt



2017 • 2018

Faculteit Industriële ingenieurswetenschappen  
master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

## Masterthesis

Software voor Quality Assurance

**PROMOTOR :**

ing. Frank APPAERTS

**PROMOTOR :**

ing. Kenny GEENS

## Andries Coolen

Scriptie ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT



**KU LEUVEN**



## Voorwoord

Uit de verschillende onderwerpen voor mijn Masterproef Industriële ingenieurswetenschappen heb ik het onderwerp gekozen over het ontwikkelen van een softwareprogramma dat de gegevens van de verschillende Quality Assurance testen combineert die uitgevoerd worden op een radiotherapieafdeling.

De keuze hiervoor was meervoudig. Enerzijds heb ik een lichte voorkeur voor het softwarematig deel van de richting elektronica-ICT, anderzijds gaf mij dit de mogelijkheid om het aspect van de functie van een industrieel ingenieur buiten de strikte bedrijfswereld met name in een ziekenhuisomgeving mee te maken. Daarbij komt nog dat ik op deze manier kon vaststellen welk een complexe regeling noodzakelijk is om iedere dag opnieuw weer tot een correcte bestralingsbehandeling te komen en welk een belang de ingenieur hierin heeft. De juistheid van de verwerking van deze kwaliteitstesten is essentieel voor de behandelende radiotherapeut om zijn patiënten veilig en accuraat te bestralen.

Helaas zullen velen van ons ooit te maken krijgen met goed- of kwaadaardige tumoren en eenieder van ons kent in zijn nabije omgeving van familieleden, vrienden en collega's meerdere personen die met radiotherapie te maken hadden. Het geeft mij dan ook een zekere voldoening om hierin een bijdrage te kunnen leveren met een overzichtelijk en gebruiksvriendelijk programma dat niet enkel de gegevens combineert en automatisch vergelijkt maar dat op sommige punten ook accurater is dan de bestaande toestand.

Ik ben mijn begeleider van het Jessa ziekenhuis Ing. Kenny Geens zeer dankbaar voor het geduld dat hij met mij gehad heeft om de complexiteit van de radiotherapieapparatuur te doorgronden alsook de hulp en de bereidheid hiertoe die hij mij steeds getoond heeft voor het ontwikkelen van software. Ook wil ik mijn bewondering en dank uitdrukken voor het personeel van de afdeling radiotherapie van het Jessa ziekenhuis.

Verder ben ik mijn interne promotor Ing. Frank Apaerts zeer erkentelijk voor zijn hulp in het planmatig ontwerpen van de Masterproef alsook voor de uiteindelijke concretisering en neerslag ervan.

Laat ik tot slotte ook mijn ouders niet vergeten die mij altijd geduldig en onvoorwaardelijk zijn blijven steunen.



## Inhoudstabel

Abstract .....	11
Abstract in het Engels.....	13
1 Inleiding.....	15
2 Literatuurstudie.....	17
2.1 Radiotherapie.....	17
2.1.1 Kankerbehandeling.....	17
2.1.2 Doel .....	18
2.1.3 Patiëntbehandeling.....	18
2.2 Medische Lineaire Acceleratoren.....	20
2.2.1 Schematische voorstelling LINAC .....	20
2.2.2 Injectie system.....	21
2.3 Karakteristieken van de fotonen stralingsprofielen.....	22
2.3.1 De bestralingsgrafieken met afvlakkingsfilter .....	22
2.3.2 Vorm .....	23
2.3.3 Flatness.....	23
2.3.4 Symmetrie .....	24
2.3.5 Percentage Depth Dose fotonenbundel.....	25
2.4 Karakteristieken van de elektronenprofielen .....	27
3 Digitale beelden.....	29
3.1 Matlab afbeelding verwerking .....	29
3.2 Electronic portal imaging device (EPID) .....	30
3.2.1 Radiografische films .....	30
3.2.2 Electronic portal imaging devices.....	30
3.3 Digital imaging and communications in medicine (DICOM).....	32
4 LINAC Quality Assurance .....	33
4.1 Belang van Quality Assurance .....	33
4.2 Doel van de software .....	33
4.3 Planning QA .....	34
5 QA protocollen .....	35
5.1 Dosimetrisch protocol .....	35
5.2 Matching Protocol .....	35
5.3 OBI protocol .....	36
5.4 Mechanisch Protocol.....	36
5.5 Winston Lutz Protocol.....	36
6 Materiaal en Methode .....	37

6.1	Dosimetrische metingen .....	38
6.1.1	Opstelling.....	38
6.1.2	Software verwerking van de gegevens.....	40
6.2	Matching protocol .....	46
6.2.1	Digital imaging processing.....	47
6.2.2	De verschillende metingen.....	48
6.2.3	Matlab software .....	49
6.3	Beeldkwaliteit CBCT (OBI) .....	51
6.3.1	Opstelling.....	51
I.	Leeds Test Objects TOR.....	51
II.	Catphan® fantoom .....	52
6.3.2	Matlab® verwerking .....	58
6.4	Integratie bestaande software .....	60
6.4.1	Mechanical Quality Assurance .....	61
6.4.2	De automatische Winston-Lutz test.....	62
7	Resultaten en Discussie .....	63
7.1	Dosimetrie .....	64
7.1.1	Fotonengrafieken met flattening filters .....	64
7.1.2	Pdd profielen .....	65
7.1.3	Elektronen profiel.....	66
7.2	Matching.....	67
7.2.1	CLINAC® 1 .....	67
7.2.2	CLINAC® 2 .....	68
7.2.3	TRUEBEAM® .....	69
7.2.4	Discussie van de beeldverwerking .....	70
7.3	OBI meting.....	71
7.4	Integratie bestaande software .....	74
7.4.1	Mechanische Controle.....	74
7.4.2	Automatische Winston Lutz test .....	75
8	Besluit.....	77

## Lijst met tabellen

Tabel 1: Weergave QA analyse periode per test voor de lineaire bestralingsmachines (LINAC) .....	34
Tabel 2: Voorbeeld verwerking van matching protocol .....	48
Tabel 3: Laag-contrast module resultaten verwerking .....	55
Tabel 4: De verwerking van hoog-contrast resolutie module .....	56
Tabel 5: Verwerking Uniformiteitsmodule op basis van 5 ROI's .....	57
Tabel 6: Tabel voor de fotonenbundels van 6MV voor verschillende LINAC's en verschillende veldgroottes. ....	64
Tabel 7: Tabel voor de fotonenbundels van 10MV .....	64
Tabel 8: De weergave van de fotonenbundel van 15MV voor de verschillende LINAC's en - veldgrootte. ....	65
Tabel 9: PDD controle op basis van PDD (200 mm) / PDD (100 mm) .....	65
Tabel 10: Resultaten Machting procedure voor CLINAC 1 .....	67
Tabel 11: Verschil in longitudinale, laterale en verticale resultaten tussen de manuele meting en de software berekening. ....	67
Tabel 12: Beeldverwerkingsresultaten voor matching procedure bij de CLINAC 2 .....	68
Tabel 13: Het verschil tussen de manuele en software berekening voor het matching protocol .....	68
Tabel 14: Resultaten Matching protocol voor de Truebeam. ....	69
Tabel 15: Het verschil tussen de manuele en software berekening. ....	70
Tabel 16: CLINAC 2 OBI protocol verwerking CT 404 .....	71





## Figurenlijst

Figuur 1: Varian Truebeam®   Varian Clinac® IX .....	20
Figuur 2: Schematische voorstelling Medische LINAC .....	21
Figuur 3: LINAC voorstelling .....	21
Figuur 4: Het verschil tussen de Flatning Filter straat ten opzichte van het FFF-profiel. Het plaatsen van de afvlakkingsfilter zal bijdragen tot een vlakkere stralingsbundel. ....	22
Figuur 5: Afbeelding van een dwarsdoorsnede van het dosisprofiel. Hierbij is het verschil nog zichtbaar tussen de afgevlakte profiel en het FFF profiel. ....	23
Figuur 6: De effecten van elektronen sturing op de stralingsbundel afvlakking. ....	24
Figuur 7: Weergave doorsnedes bestraald veld. A1: Bestraalde oppervlak, zal resulteren in een vlakke gelijkaardige verdeling. A2: De fotonenbundels ten opzichte van de horizontale beweging. (X-as) A3: De fotonenbundels ten opzichte van verticale beweging (Y-as). A4: De uiteindelijke PDD grafiek bekomen.....	25
Figuur 8: De PDD is een samenvoeging van de kwadratenwet, de verzwakking en de build-up. ....	26
Figuur 9: Grafische voorstelling van verschillende PDD grafieken in functie van de source to surface afstand.....	26
Figuur 10: Voorbeeld fotonen percentage diepte dosis, waarbij de definitie voor Rmax, R50 en R90 zichtbaar is.....	27
Figuur 11: Voorbeeld elektronen PDD met wisselende bronenergie .....	27
Figuur 12: pixel index (links)   spatiaal coördinaat systeem (rechts) .....	29
Figuur 13: Opstelling van Epid met video camera .....	31
Figuur 14: Doorsnede van amorf siliconen EPI. Weergave van 1 pixel. ....	31
Figuur 15: Linac met de kV en MV bron aangegeven. ....	36
Figuur 16: MatrixX dat gebruikt zal worden tijdens de dosimetrische metingen. Tegenover de waterbak zal deze een grovere weergave creëren van de dosisprofielen. ....	38
Figuur 17: Beamchecker, deze zal gebruikt worden voor snelle dosismetingen bij de linac systemen. ....	39
Figuur 18: Weergave van het waterfantom (Blue Water phantom 2) dat gebruikt wordt tijdens de jaarlijkse dosimetrische metingen met de linacs. ....	39
Figuur 19: Blokschema ASCII-software programma.....	41
Figuur 20: Voorbeeld verwerking fotonenprofiel door het Matlab® programma. ....	42
Figuur 21: Voorbeeld van resulterende PDD grafiek verwerkt door de software. Voor Clinac 2 t.o.v. referentiewaardes. ....	43
Figuur 22: Grafische User Interface Dosimetrie .....	45
Figuur 23: DICOM beeld voor matching.....	46
Figuur 24: de verschillende transfer curvers voor de functie imadjust .....	47
Figuur 25: Grafische User Interface Matching protocol.....	49
Figuur 26: Blokkenschema voor de matching analyse .....	50
Figuur 27: Voorbeeld succesvolle meting (links) met het ingezoomde resultaat (rechts) .....	50
Figuur 28: Leeds Thor Object .....	51
Figuur 29: Opstelling OBI beeldverwerking met Catphan fantoom.....	52
Figuur 30: Catphan 500 & 600 fantoom .....	53
Figuur 31: Doorsnede fantoom .....	53
Figuur 32: CTP 404 module .....	54
Figuur 33: CTP 515 laag-contrast resolutie module .....	55
Figuur 34: CTP 512 hoog-contrast resolutie module .....	56
Figuur 35: CTP 486 Uniformiteitsmodule.....	57
Figuur 36: Blokkendiagram OBI beeldverwerking.....	58
Figuur 37: Verwerking CTP 404 .....	59

Figuur 38: Nieuwe GUI Mechanical QA .....	61
Figuur 39: Dicom beeld waarop afwijking zichtbaar was die verantwoordelijk was voor fouten in de metingen .....	62
Figuur 40:GUI Winston Lutz test .....	62
Figuur 41: Afwijking tussen de manuele metingen ten opzichte van de software resultaten .....	68
Figuur 42: Afwijking Clinac2 tussen de manueel berekende waardes en de software.....	69
Figuur 43: Afwijking van de Truebeam LINAC. Dit zowel voor de manuele metingen en de software bewerking.....	70
Figuur 44: De verwerking van module CTP 404. ....	71
Figuur 45: Leeds Thor Object .....	72
Figuur 46: CTP 515 Laag contrast resolutie. Links: originele afbeelding. Rechts: Bijwerking van het contrast. ....	73
Figuur 47: CTP 512 Hoog-contrast resolutie. Links: Originele afbeelding. Rechts: Bijgewerkte contrast .....	73
Figuur 48: Het originele resultaat (Links) en nieuw resultaat(Rechts).....	74
Figuur 49: Veldberekening Truebeam 3 mechanische controle .....	74

## Lijst met afkortingen

ALARA	As low as reasonably achievable
CBCT	Cone Beam Computertomografie
CCD	Charged Couple Device
CT	Computertomografie
EPID	Electronic Portal Imaging Device
FFF	Flattening Filter Free
LINAC	Linear Accelerator
MeV	Mega elektronvolt
MRI	Magnetic Resonance Imaging
OBI	On Board Imager
PET	Positron Emission Tomografie
PI	Portal Imaging
PTV	Planned Target Volume
QA	Quality Assurance
SLIC	Scanning Liquid Ionisatiekamer
SSD	Source to Surface Distance
VR	Value Representations
WL	Winston-Lutz



## Abstract

Een juiste afstelling van de lineaire versnellers (LINAC) is noodzakelijk om patiënten correct te bestralen. Hiervoor gebruikt de radiotherapieafdeling van het Limburgs Oncologisch Centrum meerdere Quality Assurance protocollen om de dosimetrische, geometrische en algemene nauwkeurigheid te verbeteren. Omdat deze testen separaat en verschillend gerapporteerd werden, kwam de vraag om een softwarepakket te ontwikkelen dat deze gegevens combineert in één programma.

Om praktische redenen werd MATLAB® gekozen. Nieuwe software protocollen werden ontwikkeld voor de dosimetrische analyse, het matching protocol en de beeldkwaliteit controle. De bestaande protocollen van mechanische controle en automatische Winston Lutz methode werden verbeterd. Al deze protocollen werden verzameld en gecombineerd in één eenvoudige grafische gebruikersinterface.

Dit werd getest op Varian CLINAC en Truebeam bestralingsapparatuur. Voor de dosimetrische analyse werd een correcte verwerking van de gegevens van de grafieken van de fotonenbundel (vorm, vlakheid en symmetrie) alsook van de Percentage Diepte Dosis meting bekomen telkens met hun verschil met de respectievelijke acceptatiewaarden. Voor het matching protocol dat de 3D afwijking bepaalt, werd een maximale afwijking vastgesteld van 0,4 mm ten opzichte van de menselijke meting en bij de beeldkwaliteit controle maximaal 18 Hounsfield Unit. De mechanische controle werd compatibel gemaakt voor full resolutie beelden en de bepaling van het isocentrum bij de Winston Lutz methode werd verbeterd.



## Abstract in het Engels

In order to insure correct and save irradiation of patients, a exact adjustment of the linear accelerators (LINAC) is mandatory. Multiple Quality Assurance protocols are used at the Limburg Oncologisch Centrum (LOC) to improve the dosimetric-, geometric- and general accuracy of the LINAC. A difficulty with the numerous tests is the separate and different way of processing and reporting. The development of an application that combines the data of these protocols was asked.

Matlab<sup>®</sup> was chosen because it can easily process characters and images, but also offers a simple graphical user interface (GUI) creator. New software protocols were created in Matlab<sup>®</sup>: the dosimetric analysis, the matching protocol and the control of the On Board Imager (OBI). Two existing protocols, the automatic mechanical control and the automatic Winston Lutz protocol, were adjusted and implemented. One simple graphical user interface was made.

Every protocol was tested for both the Varian CLINAC and Truebeam systems. For the dosimetric analysis the software correctly calculated the differences of the photon beam (form, flatness, symmetry) - and Percentage Depth Dose graphs to the reference values. For the matching protocol a maximum deviation of 0,4 mm was obtained. The Image quality control determines the CT values with a maximum deviation of  $\pm 10$  HU to the manual calculation. The automatic mechanical protocol was made compatible with full resolution images and the calculation of the isocenter determination in the Winston Lutz methode was improved.





# 1 Inleiding

Kwaliteitscontroles zijn essentieel voor een nauwkeurig afstellen van radiotherapieapparatuur. Het doel van deze thesis is het ontwikkelen van een softwareprogramma voor de verwerking van alle analysegegevens die bekomen worden bij het uitvoeren van de noodzakelijke kwaliteitstesten van de bestralingsapparatuur op de radiotherapieafdeling van een ziekenhuis.

Het uitgevoerde onderzoek is verricht in samenwerking met de afdeling radiotherapie van het Limburgs Oncologisch Centrum in het Jessa ziekenhuis te Hasselt. Hier wordt gebruik gemaakt van lineaire versnellers (LINAC) voor het behandelen van patiënten met zowel goedaardige als kwaadaardige tumoren. De kwaliteit van deze bestraling is uitermate belangrijk voor het verhogen van de slaagkans van de behandeling en het zo laag mogelijk houden van de nevenwerking en de morbiditeit en de mortaliteit voor de patiënt. De controle en de verbetering van de nauwkeurigheid zorgen voor een vermindering van het aantal nevenwerkingen ten gevolge van de blootstelling aan de straling. Om echter deze nauwkeurigheid te kunnen garanderen, zullen de verschillende LINAC systemen onderworpen worden aan kwaliteits-verzekerende testen = Quality Assurance (QA) testen. Onderstaande lijst bevat de verschillende QA testen die in deze thesis aan bod komen:

- Analyse van de stralingsbundels:
  - Gebruikt voor een correcte dosisberekening.
- OBI beeldverwerking:
  - Gebruikt voor het berekenen van correctheid van de positionering van de patiënt.
- Matching procedure:
  - Controle op de correctheid van de positie van de patiënt.
- Mechanische Controle van de versneller [1]
- Winston Lutz Test [2]
  - Testen van de nauwkeurigheid van de versneller met betrekking tot de mechanische stabiliteit

Voor deze thesis werd software ontworpen in Matlab® om de verschillende vormen van de QA analyse voor LINAC systemen te combineren. Hierbij wordt een onderscheid gemaakt tussen de integratie van de reeds bestaande software en de ontwikkeling van de nieuwe software. De software zal dienen als centraal verwerkingsprogramma in de analyse van de verschillende QA testen.

Gezien de grote verschillen in datatypes en bewerkingen is voor elke analyse een apart verwerkingsalgoritme geschreven. De keuze voor het gebruik van Matlab® lag in de veelzijdigheid van de mogelijke databewerkingen in combinatie met de mogelijkheid die Matlab biedt voor het gemakkelijk opbouwen van een gebruiksvriendelijke grafische interface. De toegang tot de 'image processing toolbox' geeft ook de mogelijkheid tot het kunnen uitvoeren van image processing d.w.z. de eigenlijke beeldverwerking.

In het verdere verloop van deze thesis zal eerst nog de werking van de radiotherapie technieken uitgelegd worden, vervolgens zal er even besproken worden voor welke lineaire versnellers de software ontwikkeld is, waarna een uiteenzetting zal gebeuren van de verschillende QA protocollen.



## 2 Literatuurstudie

### 2.1 Radiotherapie

#### 2.1.1 Kankerbehandeling

In de huidige medische wereld wordt er gebruik gemaakt van verschillende technieken voor het behandelen van goedaardige en kwaadaardige tumoren met name chirurgie, radiotherapie, chemotherapie, hormoontherapie, targeted therapie en immunotherapie. De keuze van de best mogelijke behandeling hangt af van meerdere factoren zoals de locatie, het type, de grootte en de uitbreiding van de tumor en natuurlijk het al of niet aanwezig zijn van metastasen (= uitzaaiingen). Verder speelt de algemene toestand van de patiënt en mogelijke co-morbiditeiten (= andere ziekten) een grote rol. Men kent de patiënt een PS-score (= performance status) toe die cijfermatig weergeeft tot wat hij nog in staat was voorafgaand aan een eventuele behandeling. Patiënten met een PS-score van 2 of meer komen meestal niet meer in aanmerking voor uitgebreide therapie. Deze verschillende behandelingen kunnen zowel los van elkaar toegepast worden als in combinatie met elkaar. Dit laatste noemt men multi-modality treatment en kan zowel sequentieel (opeenvolgend) als concomittant (gelijktijdig) gebruikt worden. [3]

Chirurgie, radiotherapie, hormoontherapie en chemotherapie behoren tot langer bestaande behandelingsmethoden. Grote vooruitgang in de oncologie is momenteel bezig in het veld van de targeted therapy en immunotherapie.

Bij targeted therapy probeert men met één in het labo ontwikkeld eiwit (=monoclonale antistof) een specifieke receptor op de tumorcel te blokkeren om aldus de dood van de tumorcel te bewerkstelligen of een remming van zijn groei. Dit kan o.a. door binding aan epitheliale groei receptoren of binding aan vasculaire (= bloedvat) receptoren. Hiervoor wordt het tumorweefsel onderzocht met moleculair genetisch onderzoek om mutaties op te sporen, die voorspellend zijn voor het effect van deze gerichte (= targeted) therapie. In veel gevallen is een dergelijke mutatie immers het 'driver' mechanisme van de tumorgroei.

Bij immunotherapie probeert men de normale werking van het immuunsysteem te herstellen. Een voorbeeld hiervan is het product Nivolumab dat als eerste in 2017 in België terugbetaald werd. Nivolumab is een monoklonaal antilichaam en werkt als een checkpoint blokker. Het bindt met de PD-1 (programmed cell death proteïne 1) receptor op de lichaamseigen T-cellen. Door deze receptor te blokkeren kan deze niet meer binden met een andere receptor (PD-L1 genoemd) op het oppervlakte van de kankercellen. Deze verbinding zorgde er immers voor dat de T-cel de kanker cel niet herkende als lichaamsvreemd. Door de verbinding tussen PD-1 en PD-L1 te voorkomen zorgt Nivolumab ervoor dat de T cellen de tumorcellen wel herkennen als lichaamsvreemd, waardoor deze T cellen geactiveerd worden. [4]

Ook in de verschillende radiotherapietechnieken is er de laatste jaren veel vooruitgang geboekt o.a. door gebruik van stereotactische radiotherapie (radiochirurgie) en intensity-modulated radiotherapy (IMRT). Hierbij worden met behulp van een 3D aflijnen van de tumor hoge dosissen op bepaalde gebieden van de tumor gericht en lagere dosissen op de omliggende kritische gezonde structuren. De intensiteit van de bestralingsgolven worden in multi-pele kleine dosissen gemoduleerd. [5]

Voorafgaandelijk aan een behandeling zal het dossier van de patiënt besproken worden op een multidisciplinair overleg met aanwezigheid van o.a. de oncoloog/chirurg/radiotherapeut/radioloog en patholoog.

### 2.1.2 Doel

Het doel van radiotherapie bestaat in het vernietigen van kankercellen aan de hand van ioniserende stralen. Er wordt hierbij een onderscheid gemaakt tussen uitwendige en inwendige bestraling. Voor uitwendige bestraling (External Beam Radiation Therapy of Teletherapie) wordt gebruik gemaakt van lineaire versnellers. De behandeling van inwendige bestraling, ook wel brachytherapie of curietherapie genoemd, is een techniek waarbij de bronhouders in het lichaam worden gebracht samen met een of meerdere buisjes, darmpjes, katheters of naalden. In deze thesis zal echter enkel de uitwendige bestraling aan bod komen. [6]

De uitwendige bestraling of radiotherapie zal worden geleverd door een bron op afstand, van buiten het lichaam, en zal worden gericht op het kankerobject in de patiënt. Het bestralingsstelsel kan gebruik maken van verschillende vormen van externe stralingstherapie. De gebruikte toestellen hiervoor zijn o.a. Orthovoltage x-ray machines, Cobalt-60 machines, lineaire versnellers, fotonenstralingstoestellen en protonenstralingstoestellen. De radiotherapeut-oncoloog zal de uiteindelijke beslissing maken welke van de types radiatietherapie behandeling het best geschikt is voor de individuele patiënt. De verschillende vormen van kanker die vaak behandeld worden met radiotherapie zijn de tumoren van het hoofd- en halsgebied, de borsten, longen, dikke darm, prostaat en hersenen. De QA analyses die tijdens deze thesis via software ontwikkeld zijn, worden toegepast op de lineaire bestralingsmachines. [7]

### 2.1.3 Patiëntbehandeling

De radiotherapeutische behandeling van kankerpatiënten doorloopt verschillende fases voordat een juiste behandeling kan begonnen worden. De aanwezige tumor(en) moet(en) namelijk zo nauwkeurig mogelijk bestraald worden. Hierbij is de grootte van de tumor, de intensiteit van de bestraling en de positie van de patiënt van belang. Alvorens echter de behandeling gestart wordt, worden eerst verschillende stappen doorlopen tijdens het simulatieproces.

Tijdens de simulatie zal de exacte behandelingsoppervlakte bepaald worden. De radiotherapeut zal met behulp van computertomografie(CT)-beelden het bestralingsveld bepalen. Computertomografie biedt anatomische informatie in de vorm van doorsnedes van delen van het lichaam. De verwerking van deze beelden biedt ook informatie over de elektronen dichtheid van deze doorsnedes. Dit is nodig voor het opstellen van de behandelingsplanning. [8]

Vervolgens zal in sommige gevallen supplementaire beeldvorming worden toegepast. In combinatie met computertomografie worden ook magnetic resonance imaging (MRI) – en positron emission tomografie (PET) beelden gebruikt. MRI biedt een beter zacht weefsel contrast in gebieden zoals de hersenen, waardoor het gemakkelijker is om kleine letsels op te sporen. Eén van de problemen van MRI is echter dat het geen informatie geeft over de dichtheid van het weefsel en dit is nodig voor het berekenen van de dosis. Hierbij komt nog dat MRI gevoelig is voor geometrische artefacten en ruis die de nauwkeurigheid van de behandeling benadelen. Om deze problemen op te lossen worden de MRI beelden in combinatie met de CT beelden verwerkt. Het juiste behandelingsvolume kan worden bepaald aan de hand van de MRI beelden, terwijl de elektronen dosis informatie gehaald wordt uit de CT beelden. [8]

PET beelden worden gebruikt om weer te geven hoe de organen en het weefsel in het lichaam functioneren. Bij de patiënt wordt een kleine dosis van een radionuclide-bevattende stof (radiotracer) in het lichaam geïnjecteerd. Bij oncologische PET-scans gebruikt men 2-deoxy-2-fluorine-18-fluoro-D-glucose omdat tumorcellen sterk afhankelijk zijn voor hun energiebehoefte aan glycolyse (glucoseafbraak). Deze radiotracer zal geabsorbeerd worden door de organen en het weefsel. Met behulp van de tracers zal de metabolische activiteit gemeten worden van de organen en het weefsel in het doelgebied. [9] [10] Op basis van deze beelden wordt met computer analyse een 3 dimensionale afbeeldingen genomen van de tracerconcentratie in het lichaam. PET beelden

geven metabolische informatie en worden steeds vaker gebruikt in combinatie met CT of MRI beelden die anatomische informatie bieden. [4]

Na de simulatie en de eventuele supplementaire beeldvorming zal op basis van de beschikbare beeldinformatie de exacte locatie van de tumor afgebakend worden. De radiotherapeuten zullen de risico organen aanduiden en de behandeling berekenen. Op basis van deze berekening zullen de instellingen van de radiotherapie-machines bepaald worden: het soort stralen, de invalshoeken etc. Het doel hiervan is de garantie op een betere dosisverdeling. [11]

Tijdens de eerste echte behandeling zal de patiënt op de tafel gepositioneerd worden, waarbij indien nodig immobilisatiematerialen uit de simulatiesessie zullen worden aangebracht. Een van deze materialen is onder andere een masker dat wordt aangebracht voor de aftekening gebeurt. Het doel van dit masker is ten eerste dat de aftekening van het bestralingsgebied niet direct op het gelaat, hals of lichaam moet worden aangebracht. Ten tweede zal het masker zorgen voor een stabilisatie tijdens de bestraling, dit door ervoor te zorgen dat de patiënt zo weinig mogelijk kan bewegen.

Hierna zal de behandeling van de patiënt van start gaan. Tijdens de behandeling kan met behulp van beeldvorming (CT-beelden,...) een controle worden uitgevoerd. Deze controle zal dienen voor het meten van de stralingsdosis dat aan de huid blootgesteld wordt. Indien het voor de patiënt nodig is kunnen meerdere behandelingen uitgevoerd worden. Dus op basis van resultaten en de consultaties voor- en na de behandeling zal besloten worden hoeveel behandelsessies de patiënt moet ondergaan.

## 2.2 Medische Lineaire Acceleratoren

Een lineaire versneller (ook wel LINACs genoemd) maakt gebruik van hoge radiofrequentie (RF) elektromagnetische golven voor het versnellen van geladen partikels (elektronen) naar hogere energieën (4 tot 25 MeV) in een lineair pad. Dit gebeurt in een tube-achtige structuur ook wel de accelerator waveguide genoemd. Via de waveguide botsen de elektronen met een zwaar metalen target. Als gevolg van deze botsingen ontstaan hoge energie X-ray (fotonen) stralen. De veelgebruikte LINAC systemen bieden verschillende elektronen energieën (gaande van 6 – 22 MeV) en verschillende fotonen energieën (typisch 6, 10 en 15 MV). In het Jessa ziekenhuis zal gebruikt worden van de LINAC (zichtbaar in Figuur 1) systemen van Varian® (o.a. TRUEBEAM®, Clinac®). [12]



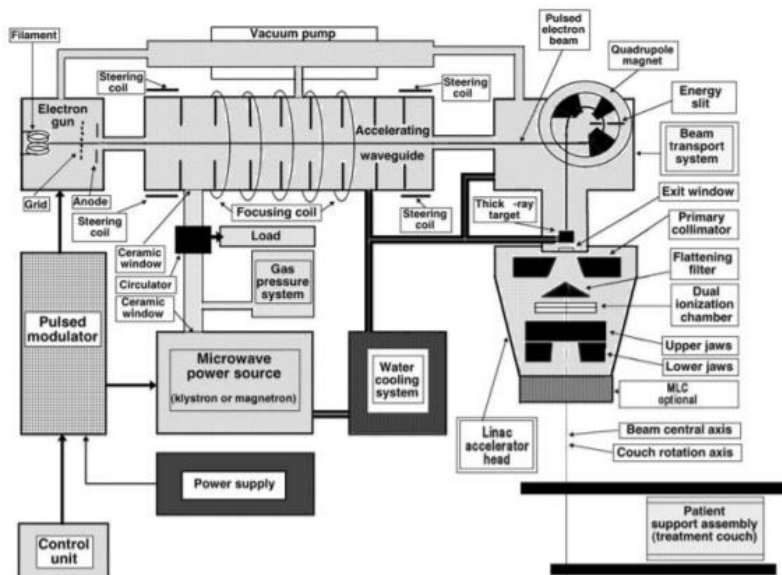
Figuur 1: Varian Truebeam® | Varian Clinac® IX

### 2.2.1 Schematische voorstelling LINAC

LINAC systemen worden normaal isocentrisch gemonteerd en de operationele systemen worden verdeeld in vijf in secties te onderscheiden in grootte.

- Gantry
- Gantry support
- Modulator cabine
- Treatment tafel
- Controle console

Op onderstaande afbeelding is een schematische voorstelling gemaakt, hierop zijn ook de verschillende verbindingen en relaties zichtbaar tussen de verschillende LINAC componenten. De uiteindelijke geproduceerde energieën van het LINAC systeem bedragen 6 MeV tot 21 MeV.

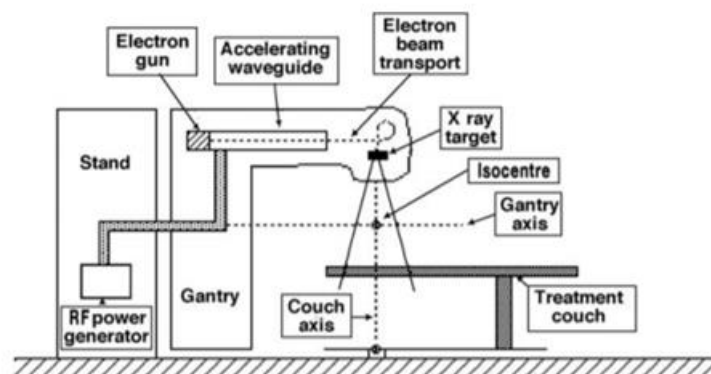


Figuur 2: Schematische voorstelling Medische LINAC [12, pg.139]

### 2.2.2 Injectie systeem

Het injectie systeem is de bron van elektronen, het is in wezen een simpele elektrostatische accelerator (ook wel elektronen gun genoemd). Twee types van elektronen gun worden gebruikt als bron voor elektronen in de medische LINACs. Namelijk het Diode type en Triode type, beide types bezitten een verhittingsfilament kathode en een geperforeerde gearde anode. [12]

Figuur 3 geeft een basisvoorstelling van een LINAC systeem. Hierbij bevindt de radiofrequentie vermogengenerator zich in de gantry staander. De gantry zelf is isocentrisch geplaatst op de stand en bezit een elektronengeweer, de acceleratie waveguide en het elektronenstralen transport systeem. De elektronenbron straalt elektronen uit die worden versneld in de waveguide. Magnetische afbuiging zorgt ervoor dat de elektronenstraal het X-straal doel raakt.



Figuur 3: LINAC voorstelling [12, pg.140]



## 2.3 Karakteristieken van de fotonen stralingsprofielen

Hierbij bespreken we achtereenvolgens volgende karakteristieken van de bestralingsgrafiek:

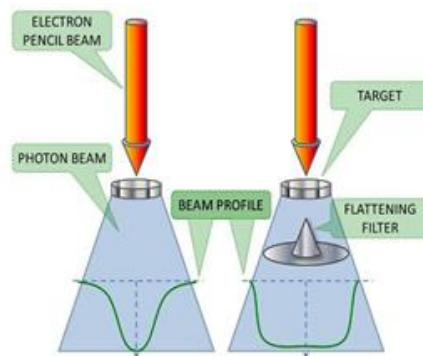
- I. Gebruik van afvlakkingsfilter
- II. Vorm
- III. Vlakheid
- IV. Symmetrie

Daarna wordt de PPD (V.) besproken.

### 2.3.1 De bestralingsgrafieken met afvlakkingsfilter

De meting van de stralingsprofielen zijn de veranderingen van de dosis die plaatsvinden op een lijn loodrecht op de centrale straling as op een bepaalde diepte. Het geeft weer hoe de dosiswaarde afwijkt op verschillende punten weg van de centrale straling as. Voor de fotonen stralen wordt vaak gebruikt gemaakt van een metalen filter die geplaatst staat tussen de bron en het bestraalde oppervlak. Tijdens de 6-wekelijkse meting kan worden gebruik gemaakt van flattening filters om een vlakkere stralingsgrafiek te bekomen, echter wordt soms ook een Flatness Filter Free (FFF) stralings grafiek bekomen. Deze is zichtbaar in de figuur als volle lijn. Het doel van de flattening filters is het creëren van een zo vlak mogelijke dosis op een bepaalde diepte. Zichtbaar in de onderstaande Figuur 4 is een 10MV fotonenstraal weergegeven, waarbij het duidelijke verschil te zien is in straling grafieken.

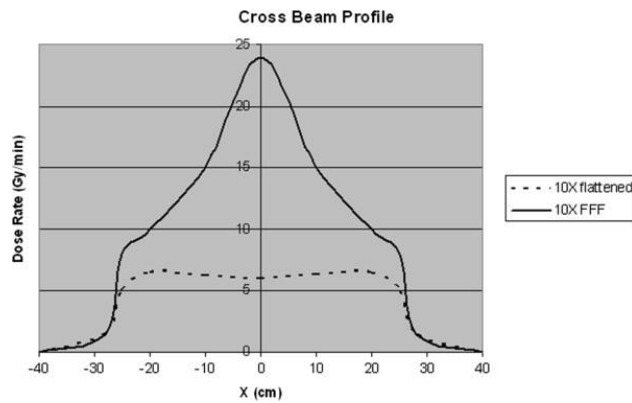
Zichtbaar op Figuur 5 in de volle lijn is de profiel van een niet afgevlakte (FFF) fotonenstraal van equivalente energie, in vergelijking tot het straling profielen bekomen met behulp van de afvlakkingsfilter. [13] [14] Het grootste voordeel van de FFF-straling is dat de dosis 3 tot 5 keer hoger kan zijn, dit zorgt dus voor een snellere behandeling.



*Figuur 4: Het verschil tussen de Flattening Filter straat ten opzichte van het FFF-profiel. Het plaatsen van de afvlakkingsfilter zal bijdragen tot een vlakkere stralingsbundel. [13]*

De FF-straling heeft als voordeel voor de fotonenstraal dat het een vlak dosisprofiel genereert op een diepte van 10 cm.

Voor de stralingsprofielen verwerkt door de software zal gekeken worden naar de belangrijkste karakteristieken, namelijk de vorm, symmetrie en flatness. Dit zal zowel voor in-line en cross-line profielen onderzocht worden voor een 10x10 cm<sup>2</sup> en 25x25 cm<sup>2</sup> bestraald veld.



Figuur 5: Afbeelding van een dwarsdoorsnede van het dosisprofiel. Hierbij is het verschil nog zichtbaar tussen de afgevlakte profiel en het FFF profiel. [14, p. 64].

### 2.3.2 Vorm

Deze afgevlakte fotonen stralingsgrafieken kunnen worden opgedeeld in 3 onderdelen:

- V. Het centrale vlakke gedeelte bevatten de dosissen groter als 80% van de centrale straling as.
- VI. De penumbra regio, dit is het gedeelte waarbij de dosiswaarde tussen 20 en 80 % centrale dosiswaarde ligt. De penumbra is ook gemakkelijk te identificeren vanwege de sterke daling in dosiswaarde.
- VII. De penumbra regio waarbij de dosis minimaal is, oftewel een dosis kleiner als 20% van de centrale stralingsdosis.

De vorm van de stralingsgrafiek zal vergeleken worden met de meetwaardes die al reeds beschikbaar zijn voor elke diepte. De verschillende dieptes die gemeten zijn, zijn o.a.  $d_{max}$  (maximum dosis op bepaalde diepte voor elke energie, 16mm voor 6MV, 30 mm voor 15 MV en 23 mm voor 10 MV, 50mm, 100mm, 200mm en 300mm. Deze grafieken zullen worden geplot tegen de nieuwe metingen om de vorm gemakkelijk te kunnen vergelijken. De uiteindelijke goedkeuring van de vorm gebeurt op basis van visuele vergelijking, flatness-waarde en symmetriewaarde.

### 2.3.3 Flatness

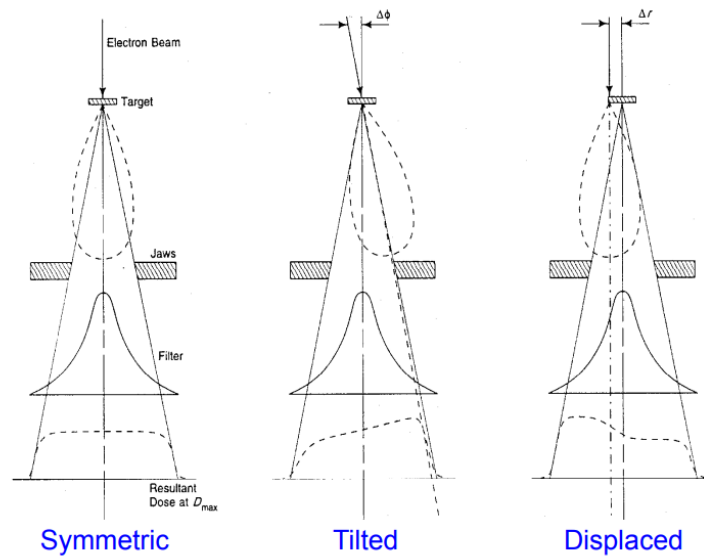
Bovenstaande vorm is een voorbeeld van een geïdealiseerde stralingsintensiteit profiel van een fotonenbundel. De elektronen botsen op het doel en de resulterende remstralen verdeling vertoont een puntige isodosis curve. Dit is zichtbaar in Figuur 9. Om een vlakke isodosis curve te bekomen, zal er een flattening filter geplaatst worden tussen de LINAC bron en het bestraalde doel. Om echter na te gaan of het bekomen profiel voldoende vlak is, zal er gekeken worden naar de positieve en negatieve variaties op de gemiddelde bundelintensiteit binnen het centrale 80% oppervlak. Lineaire symmetrie zal dan bepaald worden als de maximale afwijking van de punten t.o.v. de centrale assen. De flatness zal worden bepaald in %, op basis van volgende formule: [15]

$$F = 100 * \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (1)$$

In de formule (1) staan  $D_{max}$  en  $D_{min}$  voor de maximum en minimum dosiswaarde in het centrale 80% van het dosisprofiel. De flatness wordt dus bepaald van de FF stralingsgrafiek, hierbij wordt als maximale vlakheidswaarde 2,5% afwijking toegestaan. (Volgens Varian criteria) [16]

### 2.3.4 Symmetrie

De specifieke maximale afwijking voor de symmetrie van de elektronen – en fotonenstralen zal volgens de IEC op Z-max 2% bedragen voor elk paar van symmetrische punten t.o.v. de centrale as. De stralingsgrafieken worden verwacht van de vorm te zijn zichtbaar in Figuur 10. Met andere woorden zal de symmetrie van het stralingsprofiel een weergave zijn van de dosisafwijking tussen de waardes op curve aan beide kanten van de centrale as. Het straling profiel moet symmetrisch zijn rond de centrale as, wanneer deze punt voor punt vergeleken wordt. Onderstaande afbeelding geeft weer dat de vorm van de stralingsgrafiek afhangt van de verplaatsing of kanteling van de bron. [17]

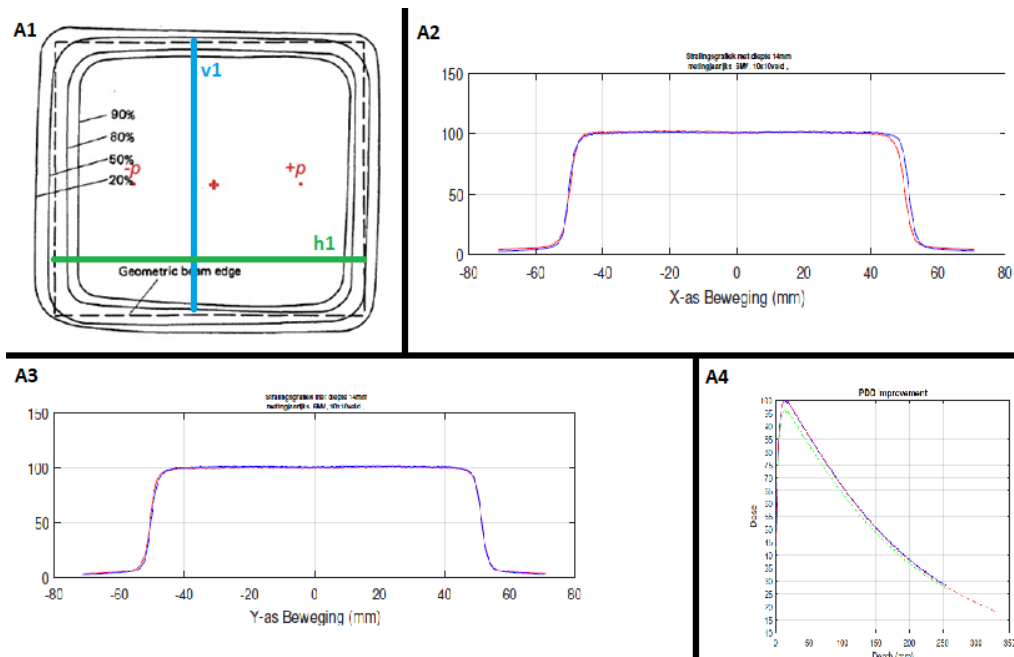


Figuur 6: De effecten van elektronen sturing op de stralingsbundel afvlakking. [17, p. 32]

Voor het berekenen van de symmetrie wordt onderstaande formule gebruikt: [18]

$$S = 100 * \frac{A_{links} - A_{rechts}}{A_{links} + A_{rechts}} \quad (2)$$

Op basis van de oppervlaktes aan beide kanten van de isodose curve aan elke kant van de centrale as. De criteria die in het Jessa Ziekenhuis gehanteerd zijn, is een symmetrie van maximaal 2% bij controles en 1% bij acceptatie. [19] [20] Indien de symmetrie waarde groter is, zullen er aanpassingen moeten gebeuren.



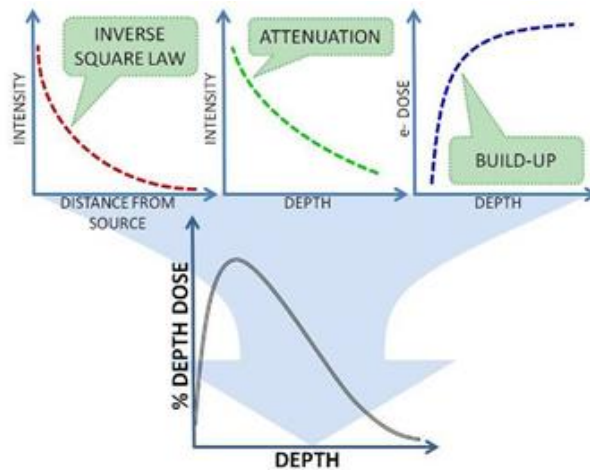
Figuur 7: Weergave doorsnedes bestraald veld. A1: Bestraalde oppervlak, zal resulteren in een vlakke gelijkaardige verdeling. A2: De fotonenbundels ten opzichte van de horizontale beweging. (X-as) A3: De fotonenbundels ten opzichte van verticale beweging (Y-as). A4: De uiteindelijke PDD grafiek bekomen.

### 2.3.5 Percentage Depth Dose fotonenbundel

Deze meting kan gedaan worden met gebruik van een water fantoom waarbij een detector verticaal bewogen wordt terwijl deze bestraald wordt door het LINAC systeem. De naam Percentage Depth Dose komt van het feit dat de gemeten waardes genormaliseerd zijn. Deze normalisatie gebeurt op basis van de maximumwaarde die de curve zal bereiken, Dmax. Deze waarde zal worden omgevormd naar de totale maximum dosis (100% dosis), terwijl elke andere waarde een percentage is van deze Dmax. Voordat de algemene vorm van de PDD grafieken besproken wordt, maken we nog een onderscheid tussen hoge en lage stralingsenergie. Lage energie stralen in de kilovolt (kV) range bereiken een hogere dosis dicht aan het oppervlakte en deze dosis zal aan een sneller tempo afnemen naarmate de diepte toeneemt. Wanneer echter de stralingsenergie toeneemt tot de megavolt (mV) range zal de dosis op het oppervlakte afnemen en bevindt de maximale dosis zich echter onder het wateroppervlak. De afname van de dosis t.o.v. de diepte zal ook veranderen bij hoge stralingsenergie.

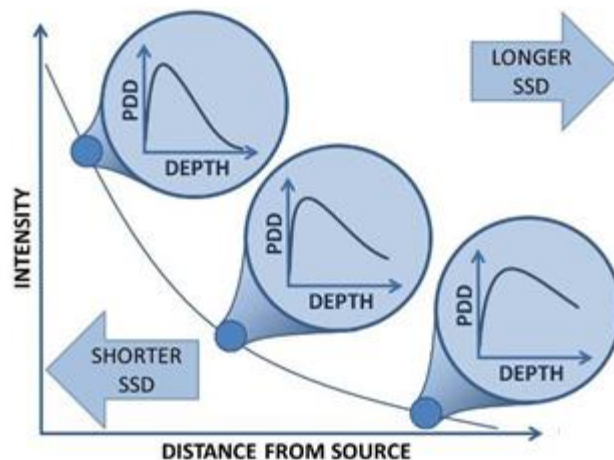
De megavolt fotonen PDD curves hebben een lage skin (oppervlakte) dosis, een maximumdosis piek, een graduele fall-off en geen discrete range. De lage oppervlakte dosis wordt ook wel de skin sparing effect genoemd. [12] Kilovolt fotonen PDD hebben bijna een 100% oppervlakte dosis in tegenstelling tot de megavolt fotonen. Wanneer de dosis aan het opbouwen is tot Dmax (de maximale dosiswaarde bereikt in de grafiek), zullen de fotonen elektronen loslaten in het medium. Deze laten op hun beurt meer elektronen los die zorgen voor een ophoping tot een maximum dosis waarbij de verzwakkingen en de kwadratenwet het overnemen.

Deze kwadratenwet is een natuurlijke wet die stelt dat wanneer de afstand tussen de lichtbron en het onderwerp verdubbelt, de intensiteit ook omgekeerd proportioneel zal afnemen. Dus een verdubbeling van de afstand tussen lichtbron en onderwerp zorgt voor een vermindering van de hoeveelheid licht met een factor 4. Ook zal vanwege het build-up effect de dosis toenemen hoe dichter bij het oppervlak het fantoom zicht bevindt.



Figuur 8: De PDD is een samenvoeging van de kwadratenwet, de verzwakking en de build-up. [13]

Op de diepte voor  $D_{max}$ , wordt het Charged Particle Equilibrium bereikt. Verder dan dit punt op het dalende deel van de grafiek zal het transient charged particle equilibrium bekomen worden. Dit heeft belangrijke implicaties in de metingen van de geabsorbeerde dosissen in het medium. Het laat ook toe om de blootstelling in een ionisatiekamer te relateren aan de dosis via de kalibratiefactor. [12] De afhankelijkheden van de PDD. De metingen worden uitgevoerd op de standaarddiepte (Source-to-Surface = SSD) van 100 cm.

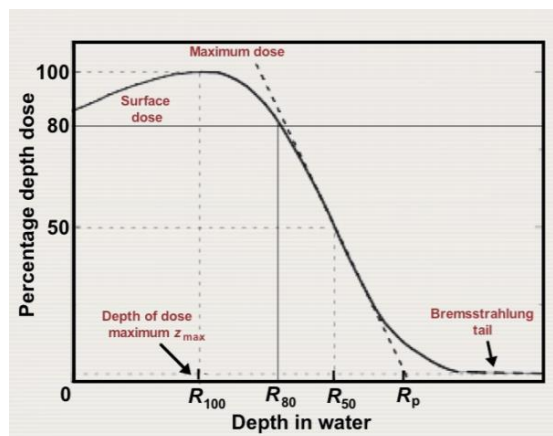


Figuur 9: Grafische voorstelling van verschillende PDD grafieken in functie van de source to surface afstand. [13]

## 2.4 Karakteristieken van de elektronenprofielen

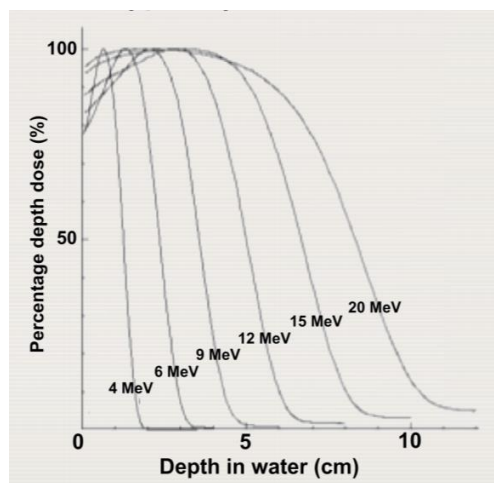
De Megavolt elektronenstralen representeren een belangrijke behandeling in de moderne radiotherapie dat een unieke optie is voor het behandelen van oppervlakkige tumoren. De moderne hoge energie LINAC's bieden meerdere elektronenstraling energieën, tijdens de jaarlijkse QA metingen worden enkel PDD metingen genomen. Deze PDD metingen gebeuren onder energieën van 6, 9, 12, 15 en 18 MeV. Deze centrale as PDD grafieken zullen echter verschillen van de fotonen PDD grafieken.

Onderstaande figuur geven verschillende PDD grafieken weer waaruit de volgende karakteristieken opvallen. De oppervlakte dosis is relatief hoog, tussen 80% en 100% dosis. De maximale dosis vindt plaats op een diepte die weergegeven wordt als het dieptedosis maximum punt ( $Z_{max}$ ). Achter  $Z_{max}$  zal de dosis snel afnemen en eindigen in afvlakking waarbij een laag dosislevel overblijft, ook wel 'bremsstrahlung tail' genoemd. [20]



Figuur 10: Voorbeeld fotonen percentage diepte dosis, waarbij de definitie voor  $R_{max}$ ,  $R_{50}$  en  $R_{90}$  zichtbaar is. [20, p. 230]

In tegenstelling tot fotonenstralen zal de waarde van de oppervlakte dosis in de elektronenstralen toenemen met energie. Een voorbeeld van de verschillende elektronen PDD grafieken is zichtbaar:



Figuur 11: Voorbeeld elektronen PDD met wisselende bronenergie [20, p. 232]

De verwerking van deze grafieken zal besproken worden in 7.1.5 sectie B.



### 3 Digitale beelden

Een digitale foto verschilt van een klassieke foto doordat de (helderheid- of kleur-) waardes allemaal discreet zijn. Discreet wil zeggen dat hun mogelijke waarden slechts een beperkt aantal getallen of klassewaarden kunnen zijn. De tussenliggende waarden hebben geen betekenis. De digitale afbeelding kan zo worden voorgesteld als een grote verzameling van discrete punten, die elk een eigen helderheid hebben. Deze punten worden picture elements genoemd, korter uitgedrukt als pixels. De verschillende types van digitale afbeeldingen zijn onder andere binair, grayscale (grijs tinten) en RGB. De gebruikte digitale beelden in deze thesis zullen enkel grayscale beelden zijn, zodoende zal in deze thesis geen verdere verduidelijking gegeven worden van de binaire en RGB beelden. In grayscale beelden zal elke pixel een grijs tint waarde krijgen, startend van 0 (zwart) tot 255 (wit). Door deze range (256) zullen de pixels weergegeven worden door 8 bits. [21]

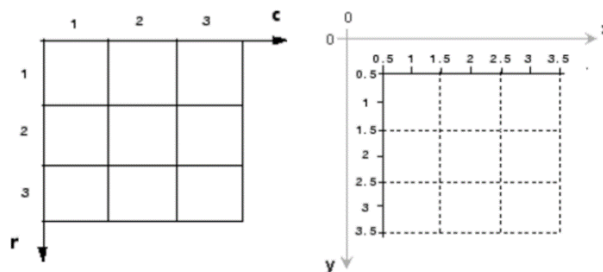
Een veelvoorkomende wiskundige voorstelling van een digitaal beeld is de functie van twee continue spatiale coördinaten:  $f(x, y)$ . De waarde van  $f(x_1, y_1)$  geeft de intensiteit (ook wel grijs-niveau) van de afbeelding op dat punt  $(x_1, y_1)$  weer. We spreken van een digitaal afbeelden als alle waarde eindig zijn. Elk van de verschillende punten zal nu een van de pixels van de afbeelding zijn.

#### 3.1 Matlab afbeelding verwerking

Een digitale afbeelding wordt in Matlab<sup>®</sup> weergegeven met behulp van matrices. Matlab<sup>®</sup> zal de afbeelding opdelen in  $m$  rijen en  $n$  kolommen. De grootte van het beeld is dan van  $m \times n$ , dit zal in Matlab<sup>®</sup> verwerkt wordt als een tweedimensionale array. De image processing toolbox binnen de software gebruikt twee verschillende coördinaat systemen: gebaseerd op pixel index en gebaseerd op spatiale coördinaten. [21]

Bij pixelindex wordt het beeld verdeeld in een raster van discrete elementen geordend in rijen van boven naar onder en kolommen van links naar rechts. De rij verhoogt naar beneden en de kolom verhoogt naar rechts en heeft steeds een gehele waarde. De data voor een pixel in de 6<sup>de</sup> rij en de 3<sup>de</sup> kolom wordt dan aangeduid als (6,3).

In het spatiaal coördinaten systeem wordt niet met rijen en kolommen gewerkt, echter hier zal de positie worden weergegeven met een  $x$ - en  $y$ -waarde als een cartesische positie in een vlak.  $Y$  verhoogt wel naar beneden toe om consistent te zijn met de pixelindex. De intrinsieke waarde van het centrale punt van een pixel is identiek aan zijn kolom en rij index maar de notatie is wel omgekeerd nl. het centrum voor pixel index (6,3) heeft spatiaal coördinaat (3,0,6,0).



Figuur 12: pixel index (links) | spatiaal coördinaat systeem (rechts) [21]



Het verschil zal van belang zijn voor de verwerking van de matrices van de afbeeldingen. De weergave van een  $m \times n$  digitale afbeelding ziet er voor het pixel index systeem uit als volgt.

$$g(\text{rows}, \text{columns}) = \begin{bmatrix} g(1,1) & \cdots & g(1,n) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ g(m,1) & \cdots & g(m,n) \end{bmatrix} \quad (3)$$

De digitale  $m \times n$  afbeelding ziet er voor het spatiale coördinaten systeem zo uit:

$$f(x, y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(1,0) & \cdots & f(n-1,0) \\ \vdots & \ddots & & \vdots \\ f(0,m-1) & f(1,m-1) & \cdots & f(n-1,m-1) \end{bmatrix} \quad (4)$$

Beide weergaven geven hetzelfde resultaat, het enige opmerkelijke verschil is de verschuiving van het beginpunt.  $f(0,0) = g(1,1)$  [21]

## 3.2 Electronic portal imaging device (EPID)

Tijdens de kwaliteitscontroles op basis van beelden, zal gebruik gemaakt worden van verschillende vormen van portal imaging media. Portal imaging is het verkrijgen van beelden met een radiotherapiestraal om het bestralingsveld te confirmeren vooraf aan de eigenlijke bestraling. [5] In de radiotherapie wordt hiervoor met name radiografische films en electronic portal imaging devices (EPID) gebruikt.

### 3.2.1 Radiografische films

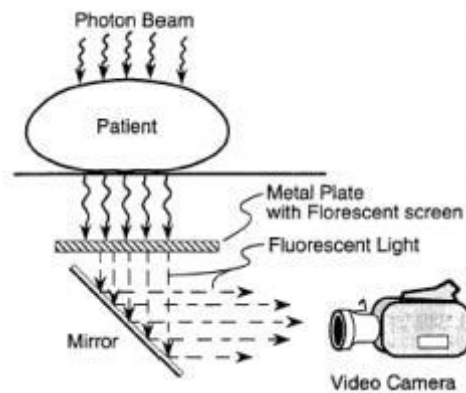
Radiografische films worden gebruikt voor het bepalen van portal imaging en film dosimetrie. Film dosimetrie is een techniek die gebruikt wordt voor het bepalen van de verdeling van de geabsorbeerde geleverde dosis door een externe bestralingsbron. Wanneer de radiografische films blootgesteld worden aan radiatie zullen ze verkleuren. De mate van verkleuring kan gebruikt worden om te bepalen wat de geabsorbeerde dosis is in de film. De radiografische films zullen via software worden omgezet tot een grafische visualisering van de straling geleverd aan de film. [5]

### 3.2.2 Electronic portal imaging devices

De tweede vorm van portal imaging wordt bekomen met elektronische portal imaging apparaten (EPID). Het grote voordeel voor EPID ten opzichte van de radiografische films is dat de resulterende afbeelding digitaal is.

Deze beelden zijn onmiddellijk beschikbaar zodat er direct aanpassingen aan de patiënt- of bronpositionering tijdens de behandeling mogelijk zijn. Op deze digitale beelden kan ook heel gemakkelijk beeldverwerking en een contrast-aanpassing worden uitgevoerd. De snelle verwerking van de beelden komen ook met een kost, namelijk dat deze digitale beelden slechtere kwaliteit vertonen dan de radiografische film.

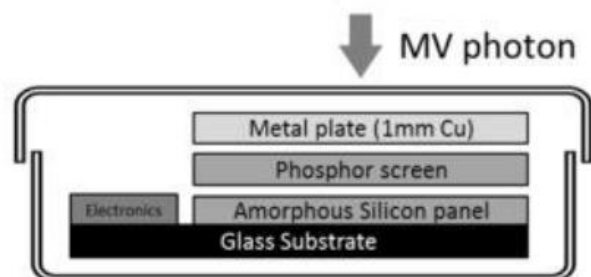
De oudste vorm van EPID toestellen was op basis van een videocamera opstelling. In deze opstelling wordt de straling gestuurd doorheen de patiënt en geëxciteerd tegen een metaal fluorescerend scherm. Een zilveren spiegel bevindt zich onder het metalen fluorescerend scherm en staat diagonaal gericht richting een video camera, een Charged Couple Device (CCD). Het weerkaatst het fluorescerend licht onder een hoek van 90°.



Figuur 13: Opstelling van Epid met video camera [22]

Een andere vorm van EPID maakte gebruik van matrix ionisatie kamer systemen. Dit elektronische afbeelding systeem gebruikt een 256 x 256 liquide ionisatiekamer, een Scanning Liquid Ionisatie Chamber (SLIC). Deze techniek is geschikt voor planaire dosismetingen in een fantoom. Het biedt een betere spatiale resolutie dan de ionisatie kamer en een precieze dosis- en dynamisch bereik. [22]

De nieuwste generatie van EPID systemen maakt gebruik van amorfe siliconen gebaseerde systemen. Het meest ontwikkelde amorfe siliconen EPID systeem heeft een frontaal metalen plaat, vaak gebruikt men 1 mm koper, met een gadolinium oxyulfide fosfor om de X-stralen om te zetten naar het visueel spectrum. Dit licht zal worden gedetecteerd door een reeks van gehydrogeneerde amorfe siliconen fotodiodes en een dunne film transistoren. De pixels van de afbeelding worden gevormd op basis van de elektronische uitlezing van de fotodiode. De opstelling is weergegeven in onderstaande afbeelding (Figuur 14: Doorsnede van een afmorf siliconen EPI) [23]



Figuur 14:Doorsnede van amorf siliconen EPI. Weergave van 1 pixel. [1, p. 30 ]

### 3.3 Digital imaging and communications in medicine (DICOM)

DICOM is een veelgebruikte standaard in de medische wereld voor het uitwisselen, opslaan en printen van medische beeldinformatie. Het DICOM formaat verschilt van andere afbeeldingsformaten doordat er een groepering plaatsvindt van de informatie in de data sets. Een voorbeeld DICOM bestand bestaat uit een header en de afbeelding datasets, allemaal verzameld in 1 bestand. De header data informatie is gecodeerd in het DICOM bestand zelf zodat het niet gesplitst kan worden van de afbeeldingsdata. Al de verschillende parameters worden gecodeerd op basis van het DICOM data woordenboek. Dit woordenboek specificeert voor elk element een unieke tag (groep en element nummer), naam en de waarde representatie. (String waarde, integer getallen, etc.)

De gegevens die in de header worden opgeslagen zijn onder andere patiënt ID, positie, apparaat parameters, etc. De header wordt gevolgd door een enkel attribuut (7FE0) dit bevat de pixel intensiteit van de afbeelding. Deze data wordt opgeslagen in lange series van 0 en 1, deze reeks kan worden gebruikt om de afbeelding te reconstrueren met behulp van de data in de header. [24]

De informatie in de header zelf is georganiseerd als een constante en gestandaardiseerde serie van tags. De tags zelf bestaan uit een (x, y) coördinaat waarbij zowel de x als y hexadecimale nummers voorstellen. Het eerste hexadecimaal getal zal de groep weergeven waar het attribuut tot behoort, waarbij het tweede hexadecimaal getal het attribuut zelf voorstelt. Elk attribuut is geformatteerd volgens een van de 27 datatypes of value representations (VR). Wanneer uit de header bijvoorbeeld de patiënt informatie opgevraagd wordt, maakt men gebruik van de groep tag "0010". Deze tag zal als resultaat een 92 bit lang teruggeven, waarbij een specifiekere tag zoals "0010-0010" de patiëntnaam teruggeeft (datatype = Achternaam^Voornaam^midden). De tag "0010-0020" resulteert in de patiënt identificatie nummer, etc. [24]

De DICOM afbeeldingen maken gebruik van de Grayscale standaard display functie (GSDF) en geeft een 16-bits (65 536) grijs tinten resultaat weer. Hierbij geeft het betere verwerkingsmogelijkheden als bestandsvormen als JPEG-afbeeldingen die gelimiteerd zijn tot 8 bits (256) grijs tinten. De GSDF-standaard zorgt voor een verbetering in contrast sensibiliteit in de veranderingen in luminescentie. De verwerkingen van lage contrast niveaus is zeer gevoelig, het is mogelijk om verschillen op te merken van 0,005 Cd/m<sup>2</sup> op 0,05 Cd/m<sup>2</sup>. Hierbij staat Cd voor candela, een SI-eenheid van lichtsterkte. De hogere contrast niveaus zijn wel minder sensitief, er kan namelijk enkel een verschil worden opgemerkt van ~25 Cd/m<sup>2</sup> op ~4000 Cd/m<sup>2</sup>. [24]

## 4 LINAC Quality Assurance

Tijdens dit hoofdstuk zal het belang van Quality Assurance aangehaald worden alsook zal het doel van de thesis besproken worden. Er zal uiteindelijk ook nog een uiteenzetting gebeuren van de verschillende protocollen en de planningen hiervan.

### 4.1 Belang van Quality Assurance

Quality assurance met LINAC toestellen zijn ontworpen om zeker te zijn dat de bestraling zo nauwkeurig mogelijk wordt uitgevoerd. De toestellen moeten voldoen aan de aanbevelingen en standaarden en normen (NCS verslag 9 en AAPM task groep 142 rapport) [25] [26] voor oncologische bestralingspraktijken. De machinale karakteristieken worden nagemeten op dagelijkse, maandelijkse en jaarlijkse basis. Ze worden vergeleken met de tolerantie niveaus (onacceptabel op lange termijn) en actie niveaus (Fail/Pass grens op alle momenten).

Een hoge nauwkeurigheid is noodzakelijk om het gewenste resultaat te bekomen tijdens het bestralen van tumoren, samen met het onderhouden van de afwijkingen tot acceptabele niveaus. Quality assurance helpt met het verminderen van onduidelijkheden en fouten in de dosimetrie, behandelingsplanning, machineprestaties en behandelingen. Hierdoor verbetert de dosimetrische, geometrische en algemene nauwkeurigheid. Als gevolg hiervan verbetert dit de resultaten van de radiotherapie, het verhoogt de snelheid van tumorcontrole en resulteert in een afname van het aantal complicaties.

Quality assurance helpt niet enkel met het verminderen van de kans op ongelukken en fouten, er is ook een toename in de kans dat deze fouten worden gevonden en aangepast indien ze voorkomen. Het doel is patiënt veiligheid en om ervoor te zorgen dat de blootstelling van gezond weefsel tijdens de radiotherapie zo laag mogelijk gehouden wordt. (ALARA = as low as reasonably achievable) Dit terwijl het geplande target volume (PTV = Planned Target Volume) toch de benodigde bestraling krijgt. De maatregelen die getroffen worden om de kwaliteit van een radiotherapiebehandeling te verzekeren, zorgen inherent voor de veiligheid van de patiënt. Het resulteert ook in een minimalisering van accidentele blootstellingen. Patiëntveiligheid wordt daarom automatisch geïntegreerd in kwaliteitsborging van radiotherapiebehandelingen. [27]

Het belang van de ontwikkeling van de software is het vergemakkelijken van de verschillende vormen van Quality assurance metingen die op dag-, week- en jaarbasis worden uitgevoerd. Ook dienen de verschillende software algoritmes voor het reduceren van de fouten op de analyses.

### 4.2 Doel van de software

Het doel van de software is het combineren van de onderstaande QA metingen in een MATLAB® programma met een duidelijke grafische interface. De verschillende QA metingen die binnen Matlab® onder een nieuw software programma geschreven moeten worden, zijn de volgende:

- Als eerste moet er een analyse gebeuren voor de stralingsprofielen van de stralingsmachines. De eerste Quality Assurance test bestaat momenteel in het manueel controleren van de stralingsgrafieken en vergelijken met de referentie waardes. Deze test dient als bewijs dat het doelgebied de juiste dosis straling krijgt. Ze moeten minimale afwijking vertonen tot de referentiewaardes die gebruikt worden tijdens de berekeningen in het planningssysteem. Deze data wordt verkregen in de vorm van een ASCII-bestand.

- Een tweede test ontwikkelt in de software is de matching test. Dit is een positie QA procedure die ontwikkeld is voor de Varian toestellen in de vorm van 2D/2D (kV/MV) - en 3D/3D (CT/CBCT) matching. Tijdens de procedure worden de isocentra van de on-board imager (OBI), portal imager (PI) en cone beam CT(CBCT) vergeleken met het isocentrum van de LINAC. Op basis van de afstand tussen deze isocentra, zal de positie van de bestralingstafel aangepast worden. In deze testen kan men de positionering van de patient, met behulp van imaging, ten opzichte van het isocentrum van het bestralingstoestel controleren, de afstand tussen OBI en versneller is een bijkomende fout die ook gecontroleerd wordt.
- De derde vorm van analyse is de beeldverwerkingsanalyse van DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) beelden. Deze zijn noodzakelijk voor het controleren van de homogeniteit, ruis, spatiale resolutie, contract, etc. van de afbeeldingen. Dit moet zowel gebeuren voor de Kilo Volt EPID, kV CBCT (Cone Beam CT) en Mega Volt EPID (Electronic Portal Imaging Devices) beelden. Deze beelden worden namelijk gebruikt voor de positionering van de patiënt.

Buiten het ontwikkelen van nieuwe QA software zal ook reeds bestaande software geïmplementeerd en indien nodig verbeterd worden. Specifiek gaat het om:

- Automated Winston-Lutz Test for Efficient Quality Control in Stereotactic Radiosurgery
  - o Auteurs: Michiel Darcis, Gert Leurs [2]
- Mechanical Quality Assurance
  - o Auteur: Jelle Smeulders [1]

### 4.3 Planning QA

Tabel 1: Weergave QA analyse periode per test voor de lineaire bestralingsmachines (LINAC)

<i>QA – Analyse</i>	<i>Periode</i>	
<i>Dosimetrische analyse</i>	Fotonenstraalprofiel	Elektronenstraalprofiel
	wekelijks / jaarlijks	Jaarlijks
<i>Matching</i>	Wekelijks	
<i>OBI Beeldkwaliteit</i>	Jaarlijks	
<i>Winston-Lutz</i>	Halfjaarlijks en bij elke SRS behandeling	
<i>Mechanische Controle</i>	6 - Wekelijks	

## 5 QA protocollen

Er worden verschillende kwaliteitsverzekerende (QA) protocollen gebruikt. Deze worden hieronder kort besproken. In het Dosimetrische protocol gaat het over de exacte dosismeting. In het Matching protocol zal het 3 dimensionale verplaatsing van de patient naar het isocentrum van de LINAC tot de tafel nagekeken worden. Bij het OBI protocol gaat over het controleren van de beeldkwaliteitsvorming van de LINAC, het mechanisch protocol over de uitlijning en het Winston Lutz protocol over de stabiliteit.

### 5.1 Dosimetrisch protocol

Periodiek zullen de lineaire stralingsmachines onderworpen worden aan dosismetingen, hierbij zullen de fotonen- en elektronenstralinggrafieken van de verschillende LINACs onderzocht worden. Ook zal jaarlijks een controle op de fotonen- en elektronenstralingsprofielen worden uitgevoerd.

#### **fotonenstralen**

Het uiteindelijke doel van deze meting is het bepalen van de bestralingsnauwkeurigheid van de LINAC's. Hierbij moet dus de afwijking op de vorm, symmetrie (minder als 2.5%) en flatness (minder als 1%) zijn ten opzichte van de referentiedosis. Deze referentie dosis wordt gebruikt tijdens de berekeningen in de planningssysteem. In hoofdstuk 6 wordt dit verder nog uitgelegd.

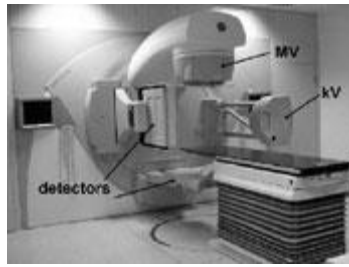
Als laatste in de metingen zullen er ook nog Percentage Depth Dose-data meegegeven worden. Deze PDD-data zullen op hun beurt weer genormaliseerd worden waarna ze ook worden vergeleken met de referentiedata. Hierbij mag de afwijking niet hoger liggen als 3%. Als laatste zal een referentie gamma analyse worden uitgevoerd waarbij de afwijking van de PDD grafiek minder als 1% mag zijn op 1mm verschuiving.

#### **Elektronenstraal**

Voor de elektronenstralen zal enkel de PDD analyse worden uitgevoerd. Deze meting wordt op de LINACs uitgevoerd voor energieën van 6, 9, 12, 15 en 18 MeV. De software zal de PDD grafieken uitzetten ten opzichte van acceptatiegrafieken voor de LINAC. Ook hier zal een gamma analyse worden uitgevoerd, de maximaal toegelaten PDD afwijking is 2% op 1mm verschuiving.

### 5.2 Matching Protocol

Wekelijks zal het matching protocol worden uitgevoerd om de 3 dimensionale verschuiving van de patient met behulp van imaging na te gaan richting het isocentrum van de LINAC. Alsook de bepaling van 3 dimensionale verschuiving van de bron t.o.v. van de tafel van de LINAC Deze positionering wordt gecontroleerd voor kV, MV of CBCT- beelden. De On Board Imager (OBI) van de LINAC maakt het mogelijk om afbeeldingen op te halen van kV-, MV en CBCT. Voor elk van de verschillende beelden die verwerkt worden, zal nagegaan worden wat de afwijking precies bedraagt. Het doel van dit protocol is het verbeteren van de patiënt opstelling en de doel (target) lokalisatie. Er zal een berekening gebeuren van de verschillen tussen de isocentra van de OBI en CBCT en het isocentrum van de LINAC. Dit wordt bepaald door de 2D/2D en 3D/3D matching, als een gevolg van deze meting kan de afwijking betrouwbaar worden overgebracht naar tafel beweging. [28]



*Figuur 15: Linac met de kV en MV bron aangegeven. [28]*

Om dit te testen, zal er een isocube fantoom (Winston Lutz fantoom) geplaatst worden op het centrum van de ligtafel. Deze zal worden uitgelijnd met de laserstralen. Het fantoom zal vervolgens 1 cm in longitudinale, verticale en laterale richting verschoven worden. Nu kan zowel een 2D-2D matching (kV-kV of MV-MV) of 3D-3D matching (CBCT) worden uitgevoerd. Op basis van deze analyse wordt bepaald welke verschuiving in 3 richtingen van de tafel noodzakelijk is. Hierbij is het tolerantieniveau voor de 3D afwijking is 1,5 mm, het actieniveau voor de 3D afwijking is 2,0 mm.

### 5.3 OBI protocol

De LINAC systemen zijn in het bezit van een On Board Imager (OBI). Op de kwaliteit van OBI en CBCT afbeeldingen zullen jaarlijks controles gebeuren. De cone-beam CT (CBCT) verschilt van standaard CT beelden met betrekking tot de vorm van de straal (kegelstraal bij CBCT t.o.v. waaierstraal bij CT), aantal dimensies waarin men zal detecteren (2D bij CBCT, 1D bij CT) en als laatste zal bij CBCT een groter volume (meerdere lagen) per keer bekeken worden. Door op voorhand de dikte van de lagen vast te leggen, kan bepaald worden hoeveel lagen nodig zijn voor het gehele fantoom te doorlopen.

Voor het eerste deel van de test zal met de Varian OBI een kilovolt afbeelding genomen worden met behulp van een Leeds Thor Object (Tor 18FG) om de nauwkeurigheid van het beeldvormingsproces in de LINAC te bepalen. Vervolgens zal de OBI in CBCT mode gezet worden waarna er met een catphan fantoom een test wordt gedaan op spatiale resolutie, laag-contrast detectie, uniformiteit en het meten van de Hounsfields Unit sensitiviteit. Voor elk van de verschillende waardes zijn tolerantieniveaus en actieniveaus opgesteld die met behulp van de software nagekeken worden.

### 5.4 Mechanisch Protocol

De QA Mechanische controle omvat het bepalen van de afstanden van stralings- en mechanisch isocentrum van meerdere velden, de afwijking op het mechanische beweging van de tafel in drie dimensies en de afwijking op de asymmetrische veldgroottes. Deze analyse wordt maandelijks worden toegepast op de LINAC systemen op basis van Megavolt EPID beelden van een mechanisch gepositioneerde metalen bol.

### 5.5 Winston Lutz Protocol

De Winston Lutz (WL) test wordt uitgevoerd op een metalen wolframen bal. Deze is gepositioneerd op het isocentrum van de lineaire versneller en wordt gebruikt voor het controleren van de stabiliteit van het systeem onder verschillende posities van de gantry en de tafel. Op basis van de EPID beelden wordt het isocentrum van de LINAC gecontroleerd. Deze WL test wordt 6-wekelijks uitgevoerd.

## 6 Materiaal en Methode

In dit deel beschrijven de verschillende geïmplementeerde metingen:

1. Dosimetrische metingen
2. Matching
3. Beeldverwerking OBI
4. Integratie bestaande software

Voor de nieuwe software zal telkens eerst ingegaan worden op de theoretische achtergrond, vervolgens op de meetopstelling en eindigen met de software verwerking. De bestaande software zal eerst kort uitgelegd worden, waarna enkel de aanpassingen in de algoritmes en de nieuwe GUI besproken worden.



## 6.1 Dosimetrische metingen

Om de stralingsprofielen van de LINAC systemen te kunnen onderzoeken wordt gebruik van verschillende apparatuur afhankelijk van wat soort meting uitgevoerd moet worden. 1) Indien een grove controle gedaan wordt van de stralingsprofielen zal gebruik gemaakt worden van de Beamchecker. 2) Wanneer echter een fijnere meting van de stralingsprofielen uitgevoerd moet worden, zal de MatrixX gebruikt worden. 3) De derde soort meting die jaarlijks uitgevoerd wordt, zal gebruik maken van een waterbak (Blue Phantom van IBA) en een controle detector (ionisatiekamer of diode). Er wordt zowel voor fotonen- als elektronen stralen een Percentage Depth Dose uitgevoerd, deze meting zullen gebeuren met behulp van de Blue Phantom.

### 6.1.1 Opstelling

De opstelling die gebruikt wordt tijdens de dosimetrische metingen bestaan uit de LINAC systemen, een waterfantom en een computer voor het ophalen van de meetdata. De meting wordt uitgevoerd door een bestraling uit te voeren op verschillende punten op een veld loodrecht op de centrale straling as. De meting wordt uitgevoerd met behulp van een waterfantom in combinatie met een ionisatiekamer of diode. De stralingsprofielen worden tweedimensionaal gemeten, het wordt zowel gemeten in de x- als y-as.

#### *MatrixX (groeve manier, snelle manier)*

De MatrixX<sup>®</sup> zijn ionisatie kamer detector arrays zijn ontwikkeld voor een snelle en accurate verificatie van de patiënt dosis, zowel als LINAC QA. Om gemakkelijk het effect van de waterbak te simuleren wordt gebruik gemaakt van 'vast water'. "Vast" water is een materiaal dat een equivalent is aan water tot 1.0% voor fotonen. Het is daarbij vrij van verontreinigingen, lucht en is niet beïnvloedbaar door temperatuur en vochtigheid. De resultaten van de test met de MatrixX geven een grovere weergave van de metingen t.o.v. de waterbak. De uitlezing van de metingen zal gebeuren door de software aanwezig op het ziekenhuis. [29]



*Figuur 16: MatrixX dat gebruikt zal worden tijdens de dosimetrische metingen. Tegenover de waterbak zal deze een grovere weergave creëren van de dosisprofielen. [28]*

#### *Beamchecker (andere vorm van controle stralingsgrafieken)*

Als controle van de fotonstraling parameters van de LINAC zal er gebruik gemaakt worden van een Beam-checker<sup>®</sup>. Deze zal gebruikt worden om de dosis na te meten en een profiel van de veld te kunnen nakijken. Het meet verschillende energieën en detecteert automatisch het energietype en geeft de resultaten terug weer. De data wordt lokaal opgeslagen en zal worden uitgelezen met een laptop. [20]

Het grote voordeel van de Beamchecker® is de snelheid. Het geeft de mogelijkheid tot real-time operaties met de zelfde QA informatie. Met behulp van software QA Beamchecker Plus kunnen de metingen uitgebreid weergegeven worden. Deze zal ook de mogelijkheid geven tot collectie van gegevens als temperatuur-, drukmetingen en percentuele vergelijkingen. [30]



*Figuur 17: Beamchecker, deze zal gebruikt worden voor snelle dosismetingen bij de LINAC systemen. [30]*

#### *Waterfantom*

Het waterfantom (Blue water phantom 2) is een 3-dimensionaal (in richting X,Y en diepte) waterfantom voor absolute dosismetingen dat voldoet aan AAPM TG-51 en IAEA TRS-398 dosimetrie protocollen. [31] Tijdens de jaarlijkse dosimetrie controle zal gebruik gemaakt worden van dit waterfantom. Deze waterbak zal worden gevuld tot een bepaald niveau, waarna een bestraling gebeurt. Het waterfantom zal dienen voor het meten van de PDD of de Percentage Depth Dose. [32]



*Figuur 18: Weergave van het waterfantom (Blue Water phantom 2) dat gebruikt wordt tijdens de jaarlijkse dosimetrische metingen met de LINAC's. [31]*

## 6.1.2 Software verwerking van de gegevens

### A. ASCII – bestandvorm

Met behulp van een van de lineaire stralingsmachines zal een dieptedosismeting gedaan worden. De data zal worden verwerkt door de QA Beamchecker Plus software in het geval van metingen met de beamchecker. Voor metingen met de waterbak zal gebruikt gemaakt worden van OmniPor Accept van IBA. Hierna zal de testdata worden opgeslagen in ASCII format (“.asc”). Dit ASCII-format is een tekstbestand van een document dat de makkelijk leesbaar is voor een bepaald platform of besturingssysteem. ASCII of de American Standard Code for Information Interchange was ontworpen voor computers als een standaard karakter set in de jaren '60. ASCII beschikt over een 7-bit tekenset met 128 tekens.

De dosismeting zal eerst worden ingelezen, waarna de data weergegeven wordt volgens een bepaald format, waarbij eerst het aantal metingen zichtbaar is, dit is zowel voor cross section metingen als PDD metingen.

```
:MSR 6      # No. of measurement in file
:SYS BDS 0 # Beam Data Scanner System
```

De eerste waardevolle gegevens bevinden zich al in de eerste regel, namelijk het aantal metingen dat er zich in het bestand bevinden.

Per meting zal er eerst een header voorzien zijn van onderstaande vorm.

```
#
# RFA300 ASCII Measurement Dump ( BDS format )
#
# Measurement number 1
#
```

Per meting zal er eerst worden weergegeven welke meting het momenteel is en de format. Echter zijn de voornaamste benodigde headergegevens:

- Aantal metingen
- De begin en eind positie uitgedrukt in een X-Y-Z richting om te kunnen kijken welke richting van de beweging is

```
%PTS 354
%STS  -71.1      0.0      16.0 # Start Scan values in mm
( X , Y , Z )
%EDS   71.1      0.0      16.0 # End Scan values in mm           in mm
( X , Y , Z )
```

Zodra deze gegevens opgeslagen zijn, zal er nu gekeken worden naar de formatering van de meetdata. Deze zal uitgeschreven worden in 4 kolumnen waarbij X-, Y- en Z- richting weergegeven zijn en de percentuele dosis.

```
#      X      Y      Z      Dose
#
=      -71.3      0.0      16.0      2.3
=      -71.0      0.0      16.0      2.3
```

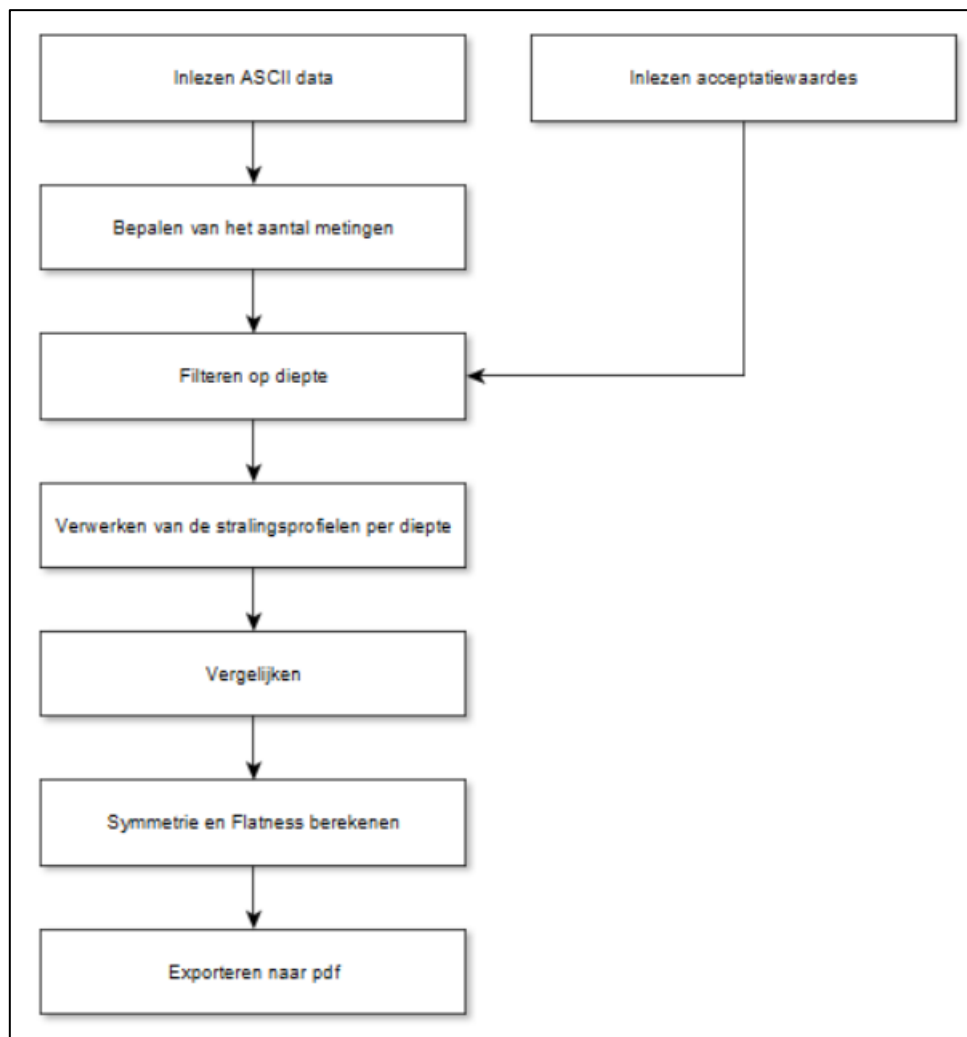
### B. Matlab verwerking

Allereerst zal de Matlab® verwerking besproken worden voor Fotonenstralen en vervolgens voor de Elektronenstralen.

#### Fotonenstralen

De gemakkelijke verwerking van tekens, DICOM-beelden en bouwen van een grafische interface door software als MATLAB® heeft de doorslag gegeven om de software aan te wenden. Onderstaand schema geeft de werking van de dosimetrische software weer. Als eerste zal de software de 2 benodigde bestanden inlezen, namelijk de stralingsprofielmetingen van de LINAC systemen en de acceptatie metingen die op elke diepte in 1 richting genomen zijn. De referentie waardes wisselen tussen de verschillende LINAC systemen. Het is dus noodzakelijk op voorhand te bepalen van welk systeem de meting is. Hiervoor kan dan de specifieke acceptatiedata worden ingelezen.

Aangezien uit de ASCII-bestanden de diepte en de richting per metingen uitgelezen kan worden, zorgt ervoor dat MATLAB® de metingen snel kan filteren. Het voordeel hiervan is dat eender hoeveel metingen gebruikt kunnen worden, waarbij de richting en diepte niet afhankelijk moet zijn van de volgorde van meting. MATLAB® deelt al de metingen op per diepte (dmax) en slaat de data op in cell arrays. Het zelfde zal worden gebruikt om de acceptatie waardes in te laden.



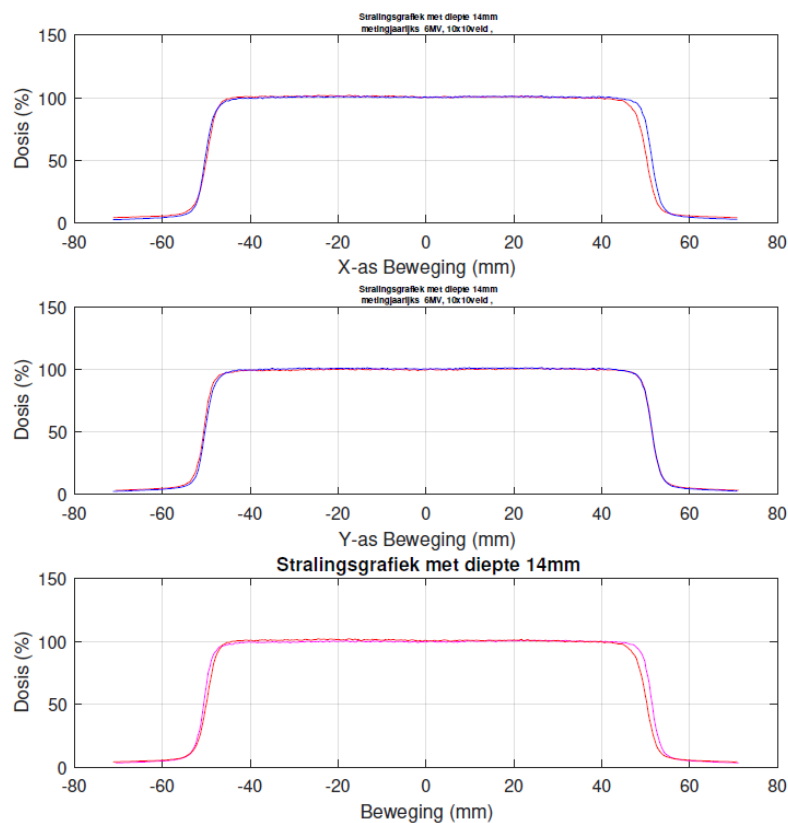
Figuur 19: Blokschema ASCII-software programma

### Vorm, flatness en symmetrie

Zodra de verschillende stralingsprofielen ingeladen zijn, worden ze uitgezet tegenover de referentiewaardes ook wel acceptatiewaardes genoemd. Hierbij worden de vormen van de verschillende metingen tegenover de acceptatiewaardes vergeleken. Indien de vorm echter zichtbaar afwijkt van de acceptatie metingen, zal dit op basis van de pdf stralingsgrafieken besloten worden. Voorbeeld van weergave van de resultaten is zichtbaar in Bijlag A.

De profielen worden per diepte verwerkt waarbij eerst een uiteenzetting gebeurt van de standaardmeting ten opzichte van de gemeten stralingsprofielen in X-richting. Vervolgens zullen de standaardmetingen vergeleken worden met de gemeten stralingsprofielen in Y-richting. Hierbij worden de meetwaardes genormaliseerd zodat de dosis op het isocentrum (punt waardoor alle centrale assen van de bundels lopen) van de meetwaarde overeenkomt met 100% dosiswaarde. Zichtbaar op Figuur 20 is in het blauw het stralingsprofiel van de acceptatiemetingen weergegeven, terwijl het rode stralingsprofiel is de meting zelf. In de laatste grafiek van Figuur 20 worden de stralingsprofielen in de verschillende richtingen tegen elkaar uitgezet.

Voor elk van de richtingen en diepte wordt de symmetrie en flatness bepaald. Zoals reeds aangehaald moet de symmetrie  $< 1\%$  en moet afwijking t.o.v. de referentie bepaald worden om te kunnen besluiten dat de metingen de verwachte grafiek weergeeft. Voor de flatness zal de uiteindelijke limiet  $2,5\%$  bedragen. Met behulp van de symmetrie en flatness kunnen we nagaan of de bron uit het isocentrum bewogen is of onder een foutieve hoek bestraalt.



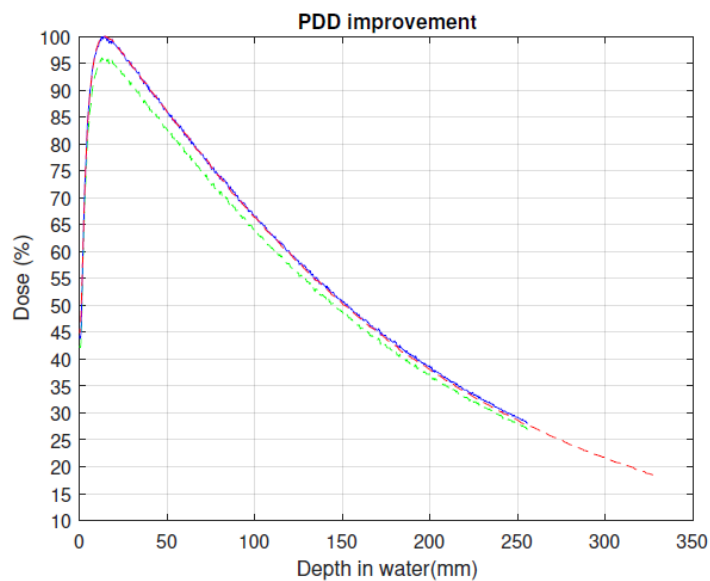
Figuur 20: Voorbeeld verwerking fotonenprofiel door het Matlab® programma.

### *PDD (Percentage Depth Dose) voor fotonenstralen*

De percentage depth dose bestaat uit een metingen waarbij de dosis zal worden weergegeven in functie van de diepte. Wanneer we de PDD grafiek creëren op basis van de gegevens zal de volgende grafiek bekomen worden, Figuur 21. Echter moeten de waardes nog genormaliseerd worden. Hierbij zal de maximale dosis(%), oftewel het maximale punt dat de PDD – curve bereikt, 100% dosis bedragen. De PDD grafiek van de meting en acceptatie waardes te vergelijken zullen de waardes op diepte 100 en 200 mm met elkaar vergeleken worden. Hierbij wordt gekeken naar de verhouding van de PDD-waarde van diepte 200 op diepte 100 mm.

$$afwijking = \left( \frac{PDD\text{-acceptatie}_{\frac{200\text{ mm}}{100\text{ mm}}}}{PDD\text{-meting}_{\frac{100\text{ mm}}{200\text{ mm}}}} \right) \quad (5)$$

Verder zal voor de PDD ook een gamma-analyse worden uitgevoerd. Tijdens deze analyse zal voor elke diepte in het water de dosis van de referentiemeting vergeleken worden met de dosis van de nieuwe meting. Voor elke diepte mag de afwijking maximaal 1% mogen bedragen, hierbij zal een correctiefactor van 1 mm worden gebruikt voor de gemeten diepte. Op basis van beide controles zal nu besloten worden of de gemeten PDD voldoet aan de gestelde eisen.



*Figuur 21: Voorbeeld van resulterende PDD grafiek verwerkt door de software. Voor Clinac 2 t.o.v. referentiewaardes.*

## Elektronenstralen

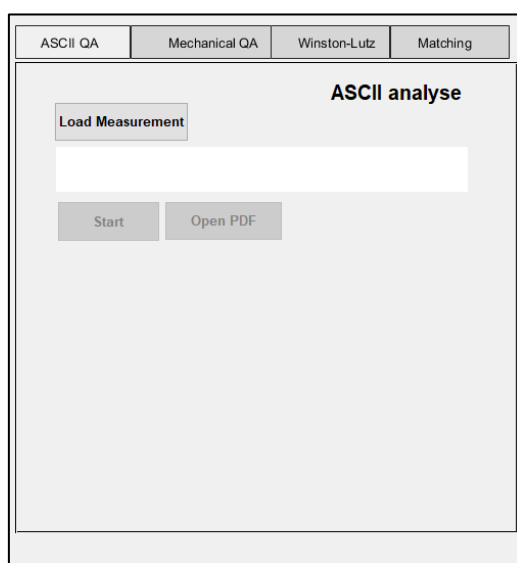
Voor de elektronenstralen zullen enkel metingen gebeuren op basis van de PDD grafieken. Deze Percentage Depth Dosis metingen worden uitgevoerd onder verschillende energieën van 6, 9, 12, 15 en 18 MeV. Samen met de metingen worden per machine ook de referentie grafieken meegegeven voor de verschillende energieën. Om te bepalen of de PDD grafieken voldoet aan de metingvereisten zal er een gamma analyse worden uitgevoerd. Op elke afstand (mm) zal een punt voor punt vergelijking gebeuren tussen de grafieken. Op elke diepte zal er binnen een afstand van 1 mm gezocht worden naar een dosisverschil tussen de dosis en de referentiewaardes van minder als 1 %.

Aangezien de verschillende elektronenstralen allemaal aparte ASCII bestanden zijn, zullen deze bestanden in 1 keer ingeladen worden. Waarbij direct het LINAC systeem bepaald wordt en vervolgens de data van elk ASCII bestand geschreven wordt naar MATLAB® cell arrays. Aangezien MATLAB® nu beschikt over de naam van het te onderzoeken systeem zullen de overeenstemmende referentie waardes ingeladen worden. Er zal een gamma analyse worden uitgevoerd op alle grafieken om te bepalen of ze binnen de acceptabele zone zitten (1% dosis afwijking met een error marge van 1mm). De software zal hierbij in een grafiek de verschillende PDD curven tegen elkaar uitzetten en in een PDF bestand plaatsen. Hierbij zal ook een grafiek getekend worden waarbij de verworpen waardes aangeduid worden. Op basis van het aantal afgeweken punten van de gehele grafiek zal dan besloten worden of de PDD-grafiek voldoet.

Na de gamma analyse zal nog een R50 controle uitgevoerd worden, er zal een vergelijking gemaakt worden van de dieptes waar 50% van de dosis bereikt wordt. Er is een foutmarge van 1 mm voorzien voor deze diepte. Beide controles samen bepalen het uiteindelijke afwijking van de elektronen PDD.

### Design van de GUI

De verschillende meetmethodes zijn verwerkt in 1 gebruiksvriendelijke grafische user interface (GUI). Voor de dosimetrische test is de GUI architectuur weergegeven in onderstaande Figuur 22. Het idee achter het design van de grafische interface, is het gebruik van zo weinig mogelijk knoppen. Aangezien er enkel een meetbestand ingeladen moet worden, de referentie meting van elk apparaat zal namelijk standaard worden ingeladen bij het opstarten van het programma, is hiervoor een knop voorzien die ervoor zorgt dat de bestandlocatie is weergegeven in het tekst vak. Vooraleer echter de te gebruiken bestanden kan inladen zal hem gevraagd worden of het gaat om een fotonencontrole of een elektronencontrole. Hierdoor zal er gezorgd worden dat er enkel de referentiewaardes worden ingeladen van de desbetreffende meting. Eens het bestand ingeladen is, zal de 'start' knop beschikbaar zijn. Hierbij zal het Matlab® script gestart worden dat de volledige verwerking doet. Op basis van naam van het bestand zal bepaald worden om welk bestralingsapparaat het gaat.



Figuur 22: Grafische User Interface Dosimetrie

Tijdens de analyse zal het aantal PDF bestanden aangepast worden aan de hand van het aantal dieptes waarop metingen uitgevoerd worden. Indien er op 2,3,4 of 5 verschillende dieptes een metingen in X en Y richting gebeurt zal dit resulteren in respectievelijk 2,3,4 of 5 PDF files. Nadat de verschillende grafieken ingedeeld zijn volgens de diepte, zal de symmetrie en flatness van de grafieken berekend worden. Eens de verschillende stralingsgrafieken verwerkt zijn, zal de PDD meting verwerkt worden. Deze wordt weggeschreven in 2- PDF files, waarbij de waardes genormaliseerd zijn volgens  $D_{max}$ . In de grafiek die ontstaat op basis van de PDD waardes, zal de originele data samen met de genormaliseerde data worden uitgezet tegenover de acceptatiewaardes. De software zal hierna de afwijking op een diepte voor 100 mm en 200 mm bepalen alsook zal er de reeds besproken gamma analyse worden uitgevoerd. In de 2<sup>e</sup> pdf zal het resultaat van de gamma analyse uitgezet worden in een grafiek waarbij aangegeven wordt hoeveel punten er niet voldeden aan de meting. Op basis van het aantal verworpen punten zal er dan een besluit worden gemaakt.

Al de verschillende berekeningen en getallen worden opgeslagen in een tijdelijk Excel document dat op het einde van de verwerking terug verwijderd wordt. Deze Excel tabellen worden door Matlab® als laatste in het PDF bestand geplaatst. Een voorbeeld PDF van de belangrijkste verwerkingen van een meting is weergegeven in de Bijlage A.



## 6.2 Matching protocol

Elke week zal er een matching protocol worden uitgevoerd, deze kunnen worden uitgevoerd voor zowel kV, MV en CBCT-beelden. Tijdens dit protocol zullen de isocentra van de on-board imager (OBI), portal imager (PI) en cone beam CT (CBCT) vergeleken worden met het isocentrum van de LINAC. Op basis van de afstand tussen deze isocentra, zal de positie van de tafel worden aangepast. Aangezien de patiënt niet perfect in het centrum geïmponeerd kan worden, zal met behulp van de beweegbare tafel het verschil worden weggewerkt. Hierbij maken we het onderscheid tussen de 2D-2D matching, deze zal gebeuren voor de kV en MV beelden, en de 3D-3D matching, deze zal gebeuren op basis van de CBCT beelden. De LINAC maakt gebruik van een On Board Imager (OBI), deze OBI geeft de mogelijkheid om de patiënt opstellen en doel lokaliseren te verbeteren. Dit is belangrijk voor de reeds besproken behandelingen. De OBI geeft niet alleen toegang tot 2D patiënt opstelling, maar ook de reeds besproken 3D patiënt opstelling door het verwerven van CBCT afbeeldingen. Door middel van de matching uit te voeren kan het resultaat direct worden toegepast in de vorm van tafelbeweging van het behandelings apparaat.

De 2D matching zal gebeuren voor zowel kV-kV – en MV -MV matching, hierbij zal er gebruik gemaakt worden van een isocube fantoom, ook wel het Winston-Lutz fantoom, genoemd. Deze zal worden geplaatst op het centrum van de tafel, waarna deze verschoven wordt op 1cm in longitudinale, verticale en laterale richting. De kV/MV beelden kunnen worden genomen zonder dat de gantry van de LINAC gedraaid moet worden. Waarna met behulp van de software een bolletje van de digital reconstructed radiograph (DRR) zo goed mogelijk in de nieuwe foto's worden aangebracht.

3D matching zal gebeuren op basis van CBCT beelden waarbij de gantry van de LINAC wel zal verplaatsen tijdens het maken van de beelden. Tijdens de meting wordt ook het isocube fantoom geplaatst op de patiënttafel. Alvorens de verschuiving gebeurt zal deze eerst nog uitgelijnd worden. Hierna wordt de CBCT mode in de OBI gestart. Met behulp van de CBCT beelden wordt de afwijking in 3 richtingen onderzocht van het bolletje van het gebruikte fantoom met het centrum van het veld. Het tolerantieniveau voor de 3D afwijking is 1,5 mm en het actieniveau voor de 3D afwijking is 2%. Een voorbeeld van een dicombeeld dat verwerkt wordt tijdens het proces.



*Figuur 23: DICOM beeld voor matching*

### 6.2.1 Digital imaging processing

Al de afbeeldingen van de LINAC QA procedures, CT, scan, kV, MV en CBCT beelden worden opgeslagen en verwerkt als DICOM-beelden. Om de beelden zo correct mogelijk te verwerken zullen eerst een aantal transformaties en filteringen uitgevoerd worden in het spatiaal domein.

#### A. Intensiteitstransformatie

De bewerkingen zoals intensiteit transformaties en spatiale filtering zal gebeuren in het spatiale domein. De spatiale bewerking kan worden uitgedrukt in volgende formule:

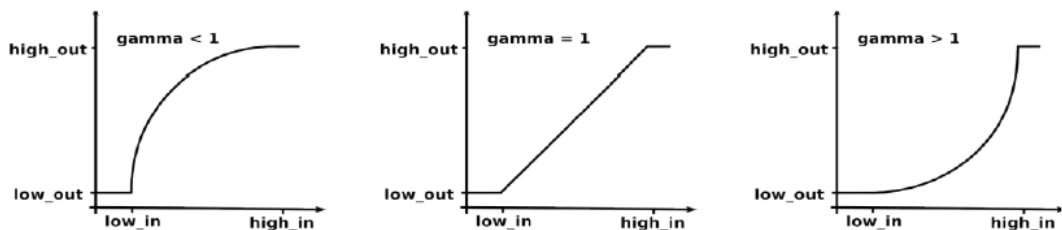
$$g(x, y) = T[f(x, y)] \quad (6)$$

Waarbij  $g(x,y)$  de output afbeelding is en  $f(x,y)$  de input afbeelding. De operator  $T$  zal bepaald worden over de naburige pixels rond het gekozen punt  $(x,y)$ . Dit wordt ook wel een 'neighbourhood' genoemd, op basis van dit gebied worden de intensiteitswaardes berekend van het punt.

Met behulp van de Matlab® image processing toolbox is het mogelijk om functies als `imadjust()`, intensiteitstransformaties, uit te voeren. (7) Als eerste stap zal tijdens de matching-procedure een `imadjust` uitgevoerd:

$$I = \text{imadjust}(I, \text{stretchlim}(I), [], 1) \quad (7)$$

Hierbij zal een gamma gebruikt worden van 1 dat gebruikt wordt om de waardes te berekenen. Er zijn verschillende soorten gamma waardes die gebruikt kunnen worden: deze zijn zichtbaar in figuur:



[21]

Figuur 24: de verschillende transfer curves voor de functie `imadjust`

#### B. Mediaan filter

Om de ruis, o.a. zout-en-peper ruis, van de afbeelding af te halen zal gebruik gemaakt worden van een mediaan filter. Er zal een 2D mediaan filter gebruikt worden:

$$g = \text{medfilt2}(f, [m \ n],) \quad (8)$$

Hierbij zal  $f$  de input afbeelding zijn,  $g$  de output en de matrix  $[m \ n]$  zal de buurt zijn waarover de mediaan berekend zal worden.

#### C. Gauss low-pass filter

Vervolgens zal er een symmetrische Gauss low-pass filter opgesteld worden. Voor de low-pass filter zullen de grootte ( $hsize$ ) en standaardafwijking ( $sigma$ ) op voorhand vastgelegd worden.

$$a = \text{fspecial}('gaussian', hsize, sigma) \quad (9)$$

De volgende stap zal zijn de filter toe te passen op de afbeelding. Hiervoor wordt de functie `imfilter` gebruikt in Matlab®, waarbij voor de grenswaardes gekozen is voor 'replicate' toe te passen. Dit wil zeggen dat voor de input reeksen die buiten de grenzen vallen van de array, wordt aangenomen dat deze ongeveer gelijk zijn aan de dichtstbijzijnde reeksgrenswaarde.

$$g = \text{imfilter}(f, a, 'replicate') \quad (10)$$

#### D. Bepalen van het isocentrum, balpositie

Eerst zal nu het isocentrum van de afbeelding bepaald worden, hiervoor zal de functie `corners` gebruikt worden. Vanuit deze punten zullen nu diagonale rechten getrokken worden. De kruising van deze 2 rechten wordt als het isocentrum van de afbeelding gezien.

Vervolgens zal de bal geïdentificeerd worden op de afbeelding met behulp van de functie `'strel'`.

$$b = \text{strel}('disk', \text{disksize}) \quad (11)$$

Zodra het centrum van de bal bepaald wordt, kan de 2D afwijking bepaald worden.

#### 6.2.2 De verschillende metingen

Voor al de metingen zal een 2D - en 3D matching worden uitgevoerd. Zo kan de totale afwijking makkelijk bepaald worden. Voor elke meting zullen 2 afbeeldingen ingeladen worden: 1 afbeelding op een gantry hoek van  $0^\circ$  en 1 afbeelding op een gantry hoek van  $270^\circ$ . Op basis van die 2 beelden kan nu de longitudinale -, laterale- en verticale afwijking tussen positionering van het planningsisocentrum en het bestralingsisocentrum gemeten worden. Een volledige meting zal bestaan uit 1 kV-kV matching, 1 MV-MV en 1 CBCT matching. De 3D afwijking zal bepaald worden met onderstaande formule:

$$3D_{\text{afwijking}} = \sqrt{(\Delta_{\text{long}})^2 + (\Delta_{\text{lat}})^2 + (\Delta_{\text{vert}})^2} \quad (12)$$

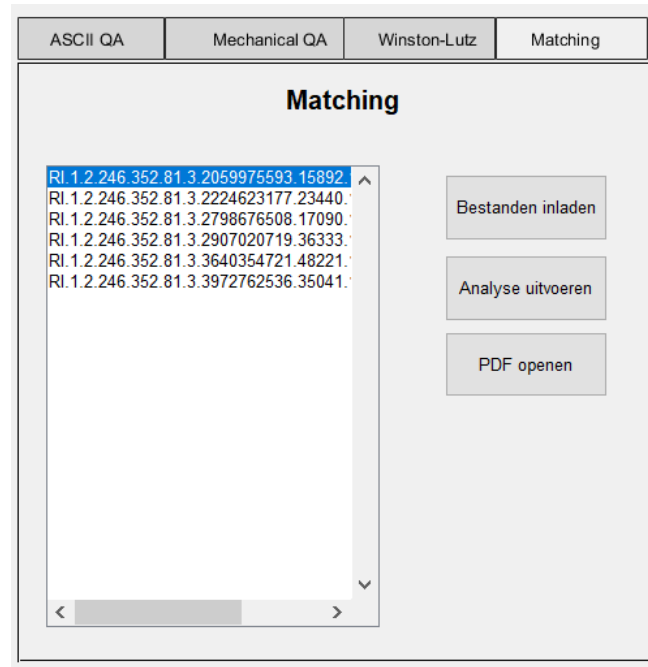
Na de matchingprocedure zal de software analyseren hoeveel afwijking er nog is tussen het geplande isocentrum en het werkelijke stralingsisocentrum oftewel het verschoven isocentrum. Als randvoorwaarde voor deze meting is er een tolerantieniveau dat 1,5 mm bedraagt en een actieniveau voor verschil hoger als 2,0 mm. Deze bewerking wordt tijdens de meting altijd uitgevoerd voor onderstaande tabel.

Tabel 2: Voorbeeld verwerking van matching protocol

	Longitudinaal	Lateraal	Verticaal	3D - Match
kV – kV				
MV – MV				
CBCT				

### 6.2.3 Matlab software

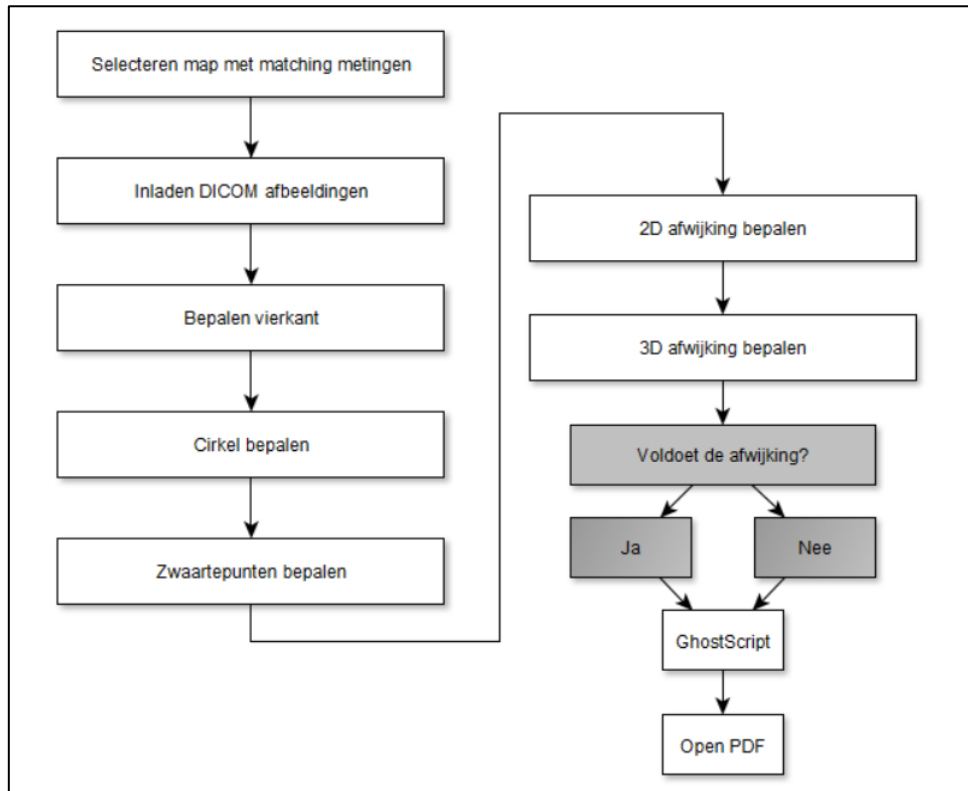
De GUI ontworpen voor het matching protocol zal zichtbaar zijn op het 4<sup>e</sup> tabblad van het interface. Tijdens deze test is het enkel noodzakelijk de 6 beelden in te laden voor het matchen. Deze afbeeldingen zijn 6 keer MV beelden, echter zullen deze 2 keer gemaakt zijn na kV matching, 2 keer gemaakt na CBCT matching en 2 keer gemaakt na MV-MV matching. Dit zal gebeuren omdat op de MV de afwijking tussen gepland isocentrum en effectief stralingsisocentrum te bepalen is.



Figuur 25: Grafische User Interface Matching protocol

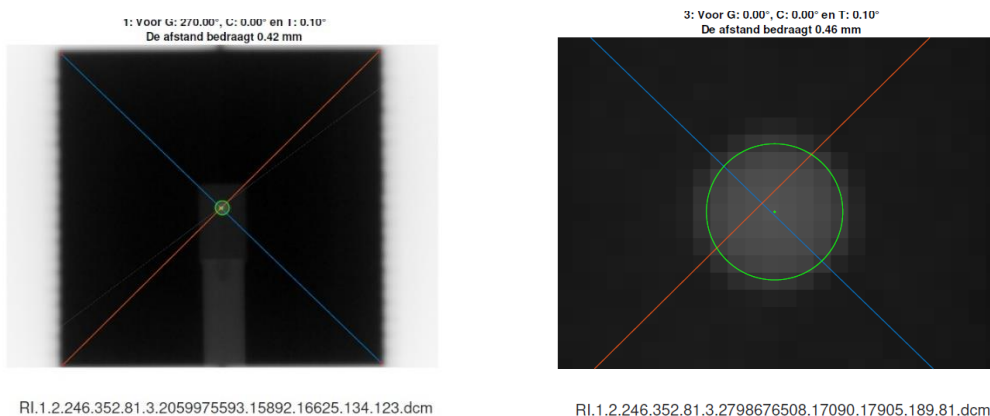
Tijdens het opstarten zal enkel de knop 'Bestanden inladen' beschikbaar zijn, er zal de gebruiker gevraagd worden om de juiste map te selecteren. Indien in de geselecteerde map de meetbestanden zitten, komen deze te staan in het listbox venster. Het protocol zal tijdens de analyse de stappen overlopen zichtbaar in het blokkenschema. (Figuur 26)

Allereerst zal bepaald worden onder welke gantry hoek het beeld genomen is. Vervolgens zal het isocentrum van het beeld bepaald worden en de positie van de bal. Voor elk van de beelden zal bepaald worden of de afstand tussen de bal en het centrum. De longitudinale, laterale en verticale afstand is nu bekend en op basis daarvan kan met de formule (12) de 3D-afstand berekend worden. De verwerkte resultaten zullen zowel voor kV-kV, MV-MV en CBCT in 1 PDF beschreven worden. Wanneer er waardes niet voldoen aan de grenswaardes, dan zal dit na de analyse aan de gebruiker gemeld worden. In de resultaten PDF zullen de foutieve metingen weergegeven worden in het rood. Een voorbeeld van een correcte meting is zichtbaar in Figuur 27.



Figuur 26: Blokkenschema voor de matching analyse

Met behulp van GhostScript zal elke bewerkte afbeelding in een PDF-format geplaatst worden. Op het einde van de uitgevoerde meting zal de gebruiker een melding krijgen met het aantal geslaagde en gefaalde metingen die plaats vonden. De PDF zal worden ingedeeld met op pagina 1 een tabel met de afwijking van de verschillende afbeeldingen in 2D. Waarna elke afbeelding 2 keer zal worden weergegeven. De eerste afbeelding zal een weergave zijn als Figuur 27, waarbij het isocentrum van de afbeelding bepaald wordt samen met het centrum van de bal. Vervolgens zal in 2D de verplaatsing worden berekend. De tweede afbeelding zal een ingezoomde weergave zijn van dezelfde verwerkte afbeelding.



Figuur 27: Voorbeeld succesvolle meting (links) met het ingezoomde resultaat (rechts)

Op Figuur 27 is met behulp van de schuine lijnen het effectieve isocentrum van de afbeelding berekend en getekend, terwijl het bolletje de weergave is van het geplande isocentrum.

## 6.3 Beeldkwaliteit CBCT (OBI)

Tijdens de OBI beeldcontrole worden 2 verschillende testen uitgevoerd. De eerste test zal gebeuren met kV beelden die gemaakt worden van een Leeds test tor object. Voor de tweede test zal de OBI van de medische lineaire accelerator in computed tomography (CBCT) scanner mode geplaatst met als doel het leveren van bruikbaar zacht-weefsel contrast voor het verbeteren van de afbeeldingsbegeleiding in radiotherapie. Hierbij wordt gebruik gemaakt van de moderne Varian® On-board Imager (OBI) en een Catphan 500 fantoom. De metingen aan de hand van het Leeds Test Tor Object hebben als nut het gemakkelijk (wekelijks of maandelijks) na kunnen meten van de nauwkeurigheid van de beeldvormingsprocessen in een LINAC. Deze metingen met het Catphan 500 fantoom hebben als doel het bepalen van de kwaliteit van de afbeeldingen, het bepalen van de spatiale resolutie, laag-contrast detectie, uniformiteit en het meten van de Hounsfields Unit (HU) sensitiviteit. [33]

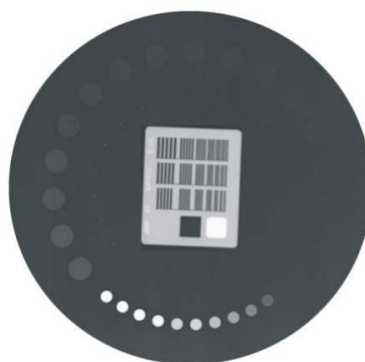
De afbeeldingskwaliteit moet regelmatig gemeten worden om zeker te zijn van de stabiliteit van het systeem. Ook zal het gebruikt worden om zeker te zijn dat de patiënt aan een zo laag mogelijke afbeeldingsdosis wordt blootgesteld. Zowel voor kV en CBCT beelden is het dus belangrijk om een zo hoog mogelijke kwaliteit te hebben. In het volgend deel zal om praktische redenen de theoretische achtergrond en de opstelling samen besproken worden vooraleer over te gaan tot de software bespreking.

### 6.3.1 Opstelling

#### I. Leeds Test Objects TOR

Het TOR CDR radiografie fantoom is een routine test object dat ontworpen is voor gemakkelijk en snel gebruik op regelmatige basis. Dit kan ook gebruikt worden voor maandelijks-, dagelijkse testen, uurlijkse testen, etc. Het is een voortdurende test van beeldvormingsprestaties van de LINAC systemen. Na een initiële grijstinten test, zal de afbeeldingskwaliteit gemeten worden door het tellen van het aantal zichtbare details. (Zie Figuur 28) Het TOR CDR object zorgt ervoor dat volgende metingen gemakkelijk kunnen worden uitgevoerd: [34]

- Sensitometrische meting: 10 cirkels met als diameter 5.6 mm.
- Resolutie limiet: 0,5 – 14,3 Lijnparen/mm
- Lage-contrast groot-detail detecteerbaarheid: 17 cirkels met diameter 11 mm, contrast bereik van 0,02 tot 0,075 CU.
- Hoog-contrast klein-detail detecteerbaarheid: 17 cirkels met diameter 0,5mm, contrast bereik van 0,039 tot 0,954 CU



Figuur 28: Leeds Thor Object [33]

Tijdens deze thesis werd er voor deze test enkel software ontworpen voor het na te gaan van het aantal zichtbare cirkels en het aantal lijnenparen/cm zichtbaar in het centrum van het TOR object.[28] Deze zal hierna vergeleken worden met de referentiewaarden.

## II. Catphan® fantoom

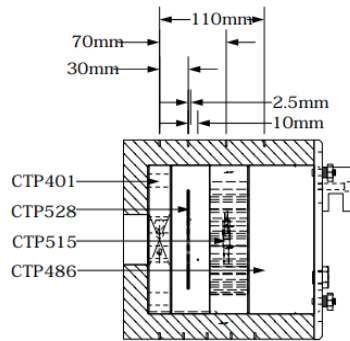
De kwaliteit van de CBCT mode van de OBI wordt bepaald met behulp van een Catphan® fantoom. Zowel voor de acceptatie en de kwaliteitscontrole kan er gebruik gemaakt worden van het modulair opgebouwde fantoom. Een voorbeeld van de opstelling is zichtbaar in Figuur 29.



*Figuur 29: Opstelling OBI beeldverwerking met Catphan fantoom*

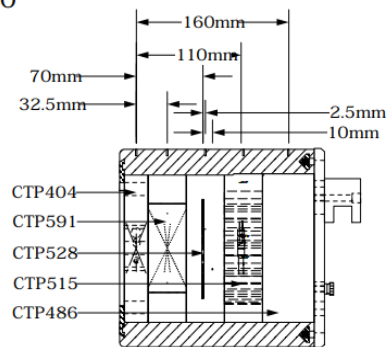
De Catphan® bestaat uit verschillende modules, hierbij zal de afstand van het midden van sectie 1 tot de desbetreffende module worden weergegeven. Op de onderstaande afbeelding (Afbeelding 30) wordt snel even het verschil geschetst tussen de Catphan® 500 en 600. [34]

## Catphan® 500



Module	Beschrijving	Afstand
CTP401		
CTP528	21 lijnen paren resolutie	30 mm
CTP528	Punt bron	40 mm
CTP515	Sub- en Supra-slice laag contrast	70 mm
CTP486	Uniformiteit module	110 mm

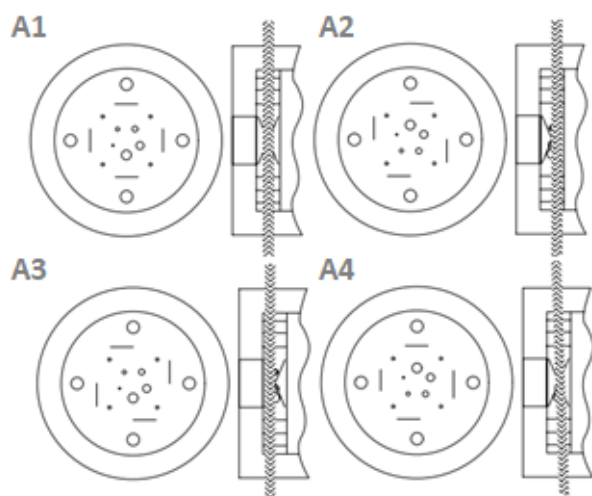
## Catphan® 600



Module	Beschrijving	Afstand
CTP404		
CTP591	Bead point source	32.5 mm
CTP528	21 lijnen paren resolutie	70 mm
CTP528	Punt bron	80 mm
CTP515	Sub- en Supra-slice laag contrast	110 mm
CTP486	Uniformiteit module	150 mm

Figuur 30: Catphan 500 & 600 fantoom [34]

Dit fantoom is opgebouwd uit verschillende secties waarin de fantoom positie en uitlijning kan worden geverifieerd. Van al de verschillende secties die besproken zullen worden, zal er gestart worden met sectie 1: de CTP 401 of CPT 404. De Catphan® gebruikt in het Jessa ziekenhuis zal gebruik maken van de CTP 404 module. Deze 'slice' bevat 4 draadhellingen die stijgen met een hoek van 23° van de basis tot de bovenkant van de module. Afhankelijk van de positie van de afbeelding tot het z-as centrum van de test module zal de helling anders zichtbaar zijn. Hierbij is het mogelijk de positie van het fantoom te bepalen. [34]



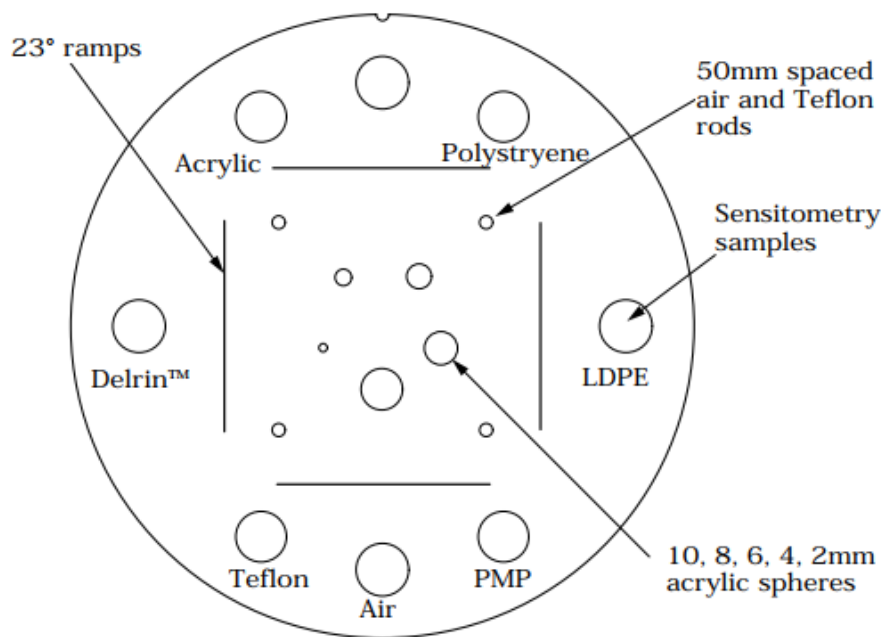
Figuur 31: Doorsnede fantoom

A1: Dit is de juiste uitlijning van het fantoom. Dit is zichtbaar in de symmetrie van de gecentreerde helling draden.  
A2: Hellingsverschuiving met de klok mee. Dit is een gevolg van het fantoom dat zich te ver in de gantry bevindt.  
A3: Hellingsverschuiving tegen de klok in. Het fantoom moet verplaatst worden in de richting van de gantry.  
A4: Niet symmetrisch helling afbeelding. Door mindere uitlijning met de z-as zijn de zichtbare helling draden niet symmetrisch in lengte en rotatie. Zodra de uitlijning de juiste beelden teruggeeft, kan de test worden uitgevoerd.



De CTP404 module 'slice' bestaat uit verschillende onderdelen. Gecentreerd in de module bevinden zich verschillende bollen acryl met een verschillende diameter. (10mm, 8mm, 6mm, 4mm, 2mm) Rondom deze acryl bollen bevinden zich 4 gaten die opgevuld zijn met lucht en Teflon staven, tussen deze staven bevinden zich de reeds besproken draden die een hoek van 23° met de x- of y-as. Voor de QA analyse zijn echter de 7(8) sensitometrie-objecten van belang. Deze 7(8) hoge contrast sensitometrie doelen bevinden zich rondom de draadhellingen. Hiervoor maakt men gebruik van de commerciële plasticen: a.o. Teflon, acryl, lage dichtheid polyethyleen (LDPE), Delrin®, PMP en Polystyreen. De laatste 2 sensitometrie-objecten bestaan uit lucht en eventueel kleine inkeping voor water. [34]

Voor elk van deze objecten zal de gemiddelde CT-waarde bepaald worden op basis van de Hounsfields Units.



Figuur 32:CTP 404 module

### Hounsfield Units

De Hounsfield schaal, ook wel een aangeduid als CT-nummers, is een kwantitatieve schaal voor het beschrijven van de elektronendichtheid. Het is een lineaire transformatie van de originele verzwakkingscoëfficiënt meting naar een meting waarbij de radiodensiteit van water onder standaardomstandigheden (Standaard Temperatuur en Druk (STP)) gedefinieerd is als 0 HU. Lucht daar in tegen is dan weer verwacht als -1000 HU.

Voor het berekenen van de Hounsfield Unit zal berekend worden aan de hand van: [34]

$$HU = 1000 \times \frac{\mu - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}}$$

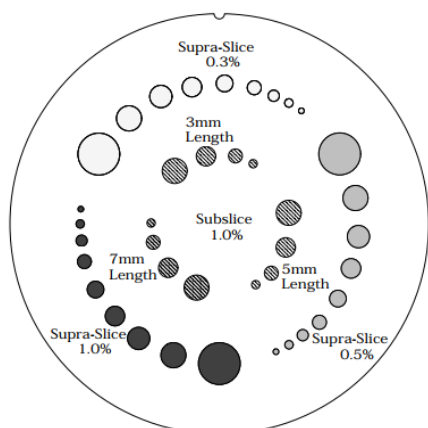
De verwachte waarden voor elk van de sensitometrie objecten is weergegeven in de onderstaande tabel. De gemeten HU hebben een maximale afwijking van +/- 40 CT t.o.v. de fabrieksinstellingen.

Tabel 3: Voorbeeld HU meting

Material	Mean CT	Tolerance	Measured CT
Air	-1000	±40	
PMP	-200	±40	
LDPE	-100	±40	
Polystyrene	-35	±40	
Acrylic	120	±40	
Delrin®	340	±40	
Teflon	990	±40	

*De CTP 515 Laag-contrast resolutie module*

De contrast detail analyse zal worden uitgevoerd met behulp van de CTP 515 compartiment. Deze 'slice' bevat verschillende laagcontrastobjecten van verschillende diameters. Per contrastniveau zijn er 9 cirkelvormige objecten waarbij de diameters variëren van 15 tot 2 mm. De verschillende contrastniveaus die de CTP 515 module bevatten een nominaal contrast niveau van 0.3, 0.5 en 1%. Op basis van het aantal zichtbare contrastobjecten, wordt de laag-contrast resolutie bepaald. [34]



Voor deze resolutie te bepalen zal enkel gekeken worden naar de Supra-Slice cilinders. Hierbij zal het contrast aangepast worden van de ingeladen DICOM afbeelding. Zowel voor de Head scan als Body scan zal de CTP 515 module gecontroleerd worden. Tijdens de controle setup zal de Supra-Slice met een contrast niveau van 1% worden onderzocht. De minimale acceptatie waarde van de doeloppervlak voor de Head scan en Body scan bedraagt respectievelijk 4 (7 bollen) – en 5 (6 bollen) mm. [35]

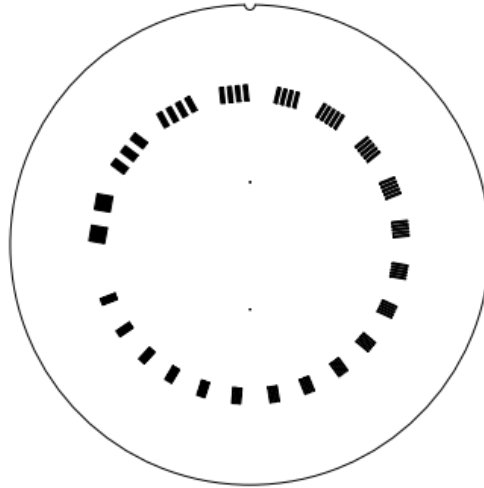
Figuur 33: CTP 515 laag-contrast resolutie module

Tabel 4: Laag-contrast module resultaten verwerking

	Supra-slice % (bij acceptatie)	Targetsize (bij acceptatie)	Supra-slice %	Target size
Head scan	1%	4mm		
Body scan	1%	5mm		

### CTP 512 Hoog contrast resolutie

De CTP 512 sectie (zichtbaar op Figuur 34) bezit 1 tot 21 hoge resolutie lijnparen, op basis van het aantal zichtbare lijnen op de DICOM afbeelding kan bepaald worden of het LINAC systeem correct afgesteld is. Om een lijnenpaar te aanvaardden, is het noodzakelijk dat er een zichtbare afstand is tussen de verschillende lijnen in het lijnenpaar. [34]



Figuur 34: CTP 512 hoog-contrast resolutie module

Deze sectie heeft een 1 tot 21 lijnpaar per centimeter testmeter met hoge resolutie. Het 21-lijns paar is een visuele evaluatie test waarbij de lijnenparen variëren van 1 tot 21 lijn paren/cm. Hierbij zal gekeken worden naar de totaal aantal lijnenparen/cm dat nog zichtbaar is. De nauwkeurigheid van de meting is  $\pm 0,5$  lijnenparen. In het Jessa ziekenhuis wordt de aanvaardbaarheid van de LINAC systemen gelegd bij zichtbaarheid van 6 lijnenparen.

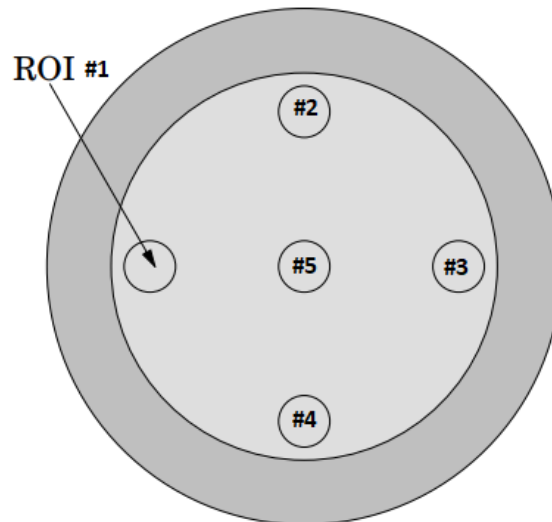
Welk lijn-paar/cm is nog zichtbaar. Ook relatief in de tijd.

Tabel 5: De verwerking van hoog-contrast resolutie module

	Lijnpaar/cm (bij acceptatie)	Lijnpaar/cm
Body scan	6	

CTP 486 Uniformiteitsmodule

De afbeelding uniformiteitsmodule bestaat uit een gietsel van uniform materiaal, waarbij het materiaal een CT-waarde heeft die een maximale afwijking heeft van 2% van de dichtheid van water (H2O) tijdens standaard scanning protocollen. Op basis van deze module is het mogelijk de uniformiteit, gemiddelde CT-waarde en ruis te bepalen.



Figuur 35: CTP 486 Uniformiteitsmodule

De aanpak bestaat in het kiezen van verschillende interest regio's (ROI = Region of Interest) en het berekenen van de CT-waarde in deze regio's. Tijdens deze thesis werd gekozen voor 5 verschillende regio's. (Dit op basis van het handboek voor de Catphan®) [35] De gemiddelde CT-waarde en standaard afwijking voor een grote hoeveelheid punten in een RIO zal bepaald worden voor de verkozen locaties. Echter zullen meerdere naburige uniformiteit 'slices' met elkaar vergeleken worden. Hierbij kan het verschil in CT-waardes tussen de verschillende slices vergeleken worden, op basis hiervan kan een afwijkings-factor bepaald worden. Integrale uniformiteit zal berekend worden door het bepalen van de minimale en maximale CT-waardes in het profiel. De uiteindelijke formule voor het bepalen van de integrale niet-uniformiteit:

$$\text{Integrale Non Uniformity} = \frac{CT_{max} - CT_{min}}{CT_{max} + CT_{min}} \quad (3)$$

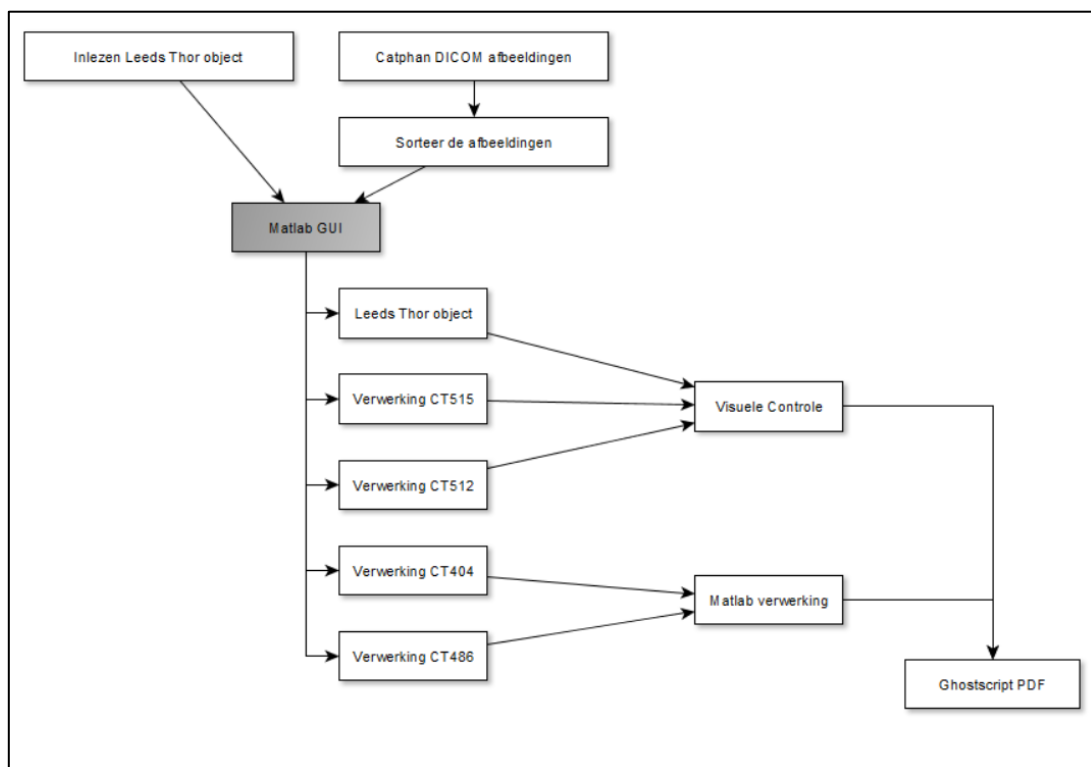
De maximaal toegelaten afwijking van CT-waarde moet binnen de  $\pm 40$  HU liggen. Het maximaal verschil wordt bepaald ten opzichte van de referentie ROI. Als referentie wordt de centrale ROI verkozen.

Tabel 6: Verwerking Uniformiteitsmodule op basis van 5 ROI's

	Tolerance	HU value left #1	HU value top #2	HU value right #3	HU value bottom #4	HU value centre #5	Max Difference
Body scan	$\pm 40$ HU						

### 6.3.2 Matlab® verwerking

De eerste stap van het programma bestaat uit het inladen van het DICOM beeld van het Leeds Thor Object. Tijdens de volgende stap zal de gebruiker gevraagd worden de map te selecteren dat de OBI-DICOM beelden bevat van het Catphan fantoom. Vervolgens kan de gebruiker op de knop analyse duwen om de meting uit te voeren. Tijdens de meting krijgt de gebruiker 5 soorten afbeeldingen te zien. De gebruiker zal een invul box aangeboden krijgen waarin het aantal zichtbare lijnenparen en aantal zichtbare bollen moet invullen. Indien de bewerking met de afbeelding klaar zijn, kan de gebruiker kiezen naar het volgende soort afbeelding te gaan. De verschillende soorten afbeeldingen die de gebruiker te zien krijgt is: Leed Thor object, ctp404 module, ctp 515 module, ctp 512 module en ctp 486.

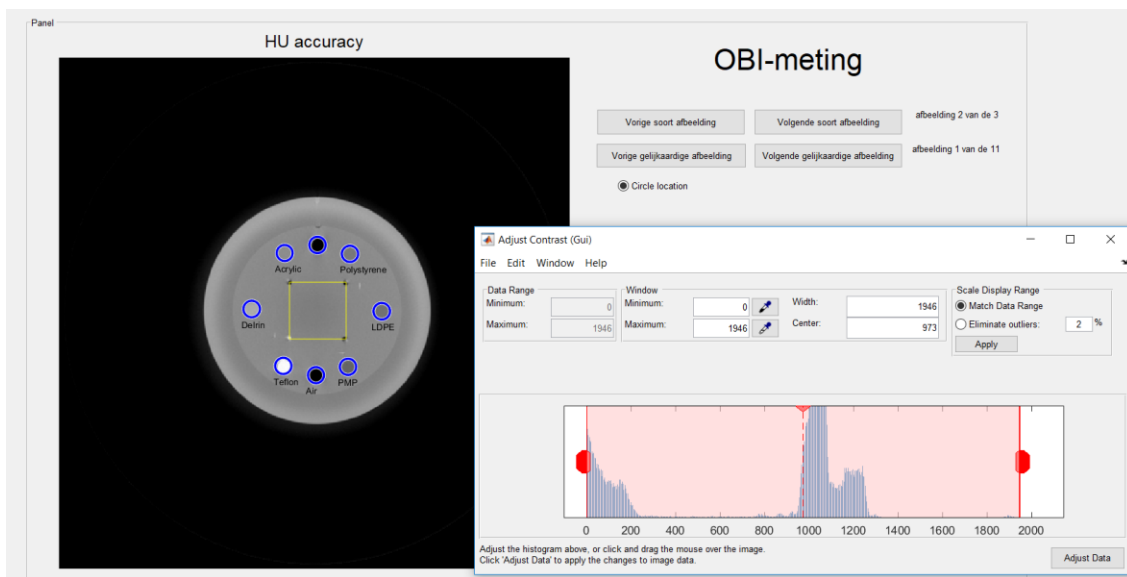


Figuur 36: Blokendiagram OBI beeldverwerking

De eerste afbeelding zal het Leeds Thor object zijn, hierbij kan de gebruiker zelf het contrast aanpassen van de afbeelding. Aangezien dit op het zicht van de gebruiker gedaan wordt, zal er geen verdere bewerking op de afbeelding worden uitgevoerd.

Bij de CTP 404 module zal er echter wel nog berekeningen worden uitgevoerd. Elk van de bollen zal bepaald worden op basis van de DICOM gegevens. Als alle 9 verschillende bollen gevonden zijn zal de Hounsfield Unit berekend worden van de gemiddelde waarden van de bollen. Dit gemiddelde wordt bepaald door een de CT-waarden uit te lezen van een vierkant van 7 x 7 pixels in de bollen. De HU van elk van de bollen moet voldoen aan HU waarden uit tabel 3.

Voorbeeld van CTP 404 verwerking is weergegeven in Figuur 37.



Figuur 37: Verwerking CTP 404

De volgende module die verwerkt zal worden is CTP 512 de hoog contrast resolutie test. Hierbij zal de gebruiker zelf moeten aflezen van de afbeelding wat het aantal zichtbare lijnenparen is. Hij krijgt hierbij wel weer de mogelijkheid tot aanpassen van het contrast van de afbeelding.

Module 4 zal de CTP 515 de laag contrast resolutie test. Hierbij zal aan de gebruiker gevraagd worden om het aantal bollen te tellen die zichtbaar zijn voor de supra slice van 1%. De gebruiker kan hier zelf ook het contrast nog aanpassen indien dit nodig is.

De laatste analyse die moet gebeuren zal voor module CTP 486 zijn. Op deze uniformiteitsmodule zullen op 5 locaties de HU waardes berekend worden van oppervlakken ter grootte van 7 x 7. Hierbij zal onderzocht worden wat de verschillen zijn in HU waarde tussen de ROI's. Hierbij mag maximaal een afwijking optreden van  $\pm 40$  CT. De maximale afwijking zal berekend worden ten opzichte van de centrale ROI.

Op het einde van de verwerking, zullen de resultaten opgeslagen worden in Excel tabellen. Alle resultaten zullen nu afgedrukt worden in de PDF.

#### 6.4 Integratie bestaande software

Enkel de veranderingen in het bestaande algoritme zullen in deze thesis aan bod komen. Voor de bespreken van de bestaande algoritme zal verwezen worden naar de respectievelijke papers. De twee geïntegreerde algoritmes die verwerkt zijn in het QA protocol zijn:

- Mechanical Quality Assurance door Jelle Smeulders [1]
- De automatische Winston-Lutz Test door Michiel Darcis en Gert Leurs. [2]

Indien aanpassingen werden gemaakt, zal een vergelijking gebeuren tijdens de resultaten. Tot slot zal even per onderdeel het nieuwe design van de GUI besproken worden.

### 6.4.1 Mechanical Quality Assurance

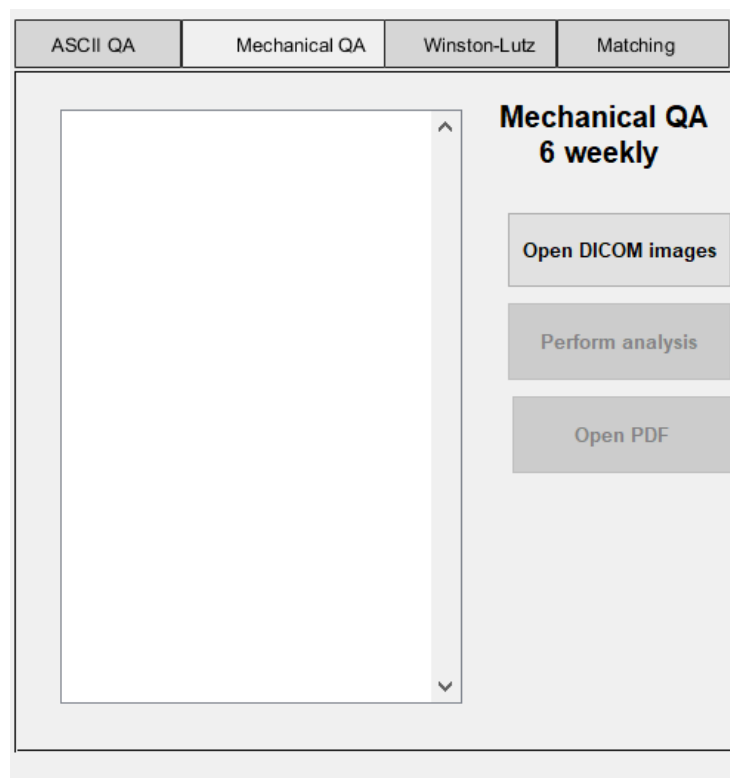
Tijdens metingen met de mechanical QA programma, kwam een probleem naar boven met de verwerking van full resolutie DICOM beelden (met van grootte [1024 x 768] pixels). Hierbij gebeurde een fout bij het berekenen van de isocentra en de berekeningen van laterale , longitudinale en verticale afwijking. Door een probleem met verwerking van grote afbeeldingen, was er besloten om tijdens deze berekeningen een herschaling uit te voeren. Hierbij werd onderzocht op welke manier de resize moet gebeuren. De verschillende opties beschikbaar:

- i. Geen: Het dichtste-buur algoritme wordt gebruikt zonder smoothing.
- ii. Lineair: Rakende pixels krijgen het gemiddelde van hun waardes.
- iii. Kubisch: De centrale pixel van rakende pixels krijgen de grootste waarde.
- iv. Lanczos: Pixels worden ingeladen in een algoritme dat het gemiddelde neemt van hun kleur door het gebruik van sinc functies.

Uit testen was gebleven dat de functie het nauwkeurigst bleef door gebruik te maken van het Lanczos-algoritme. Deze resultaten zijn getest voor de verschillende apparaten.

#### Grafische User Interface

De verandering in de GUI zijn minimaal, het oude grafische interface is enkel aangepast aan het formaat van de nieuwe GUI. (Figuur 38)



Figuur 38: Nieuwe GUI Mechanical QA



#### 6.4.2 De automatische Winston-Lutz test

De automatische Winston-Lutz test vertoonde af en toe afwijkingen wanneer er afbeeldingen werden ingeladen. Dit kwam omdat de Matlab® Corner functie foutief hoeken uitleest voor kleine oneffenheden in de zijdes van het vierkant waardoor de diagonale lijnen fout getrokken worden. (Figuur 39)

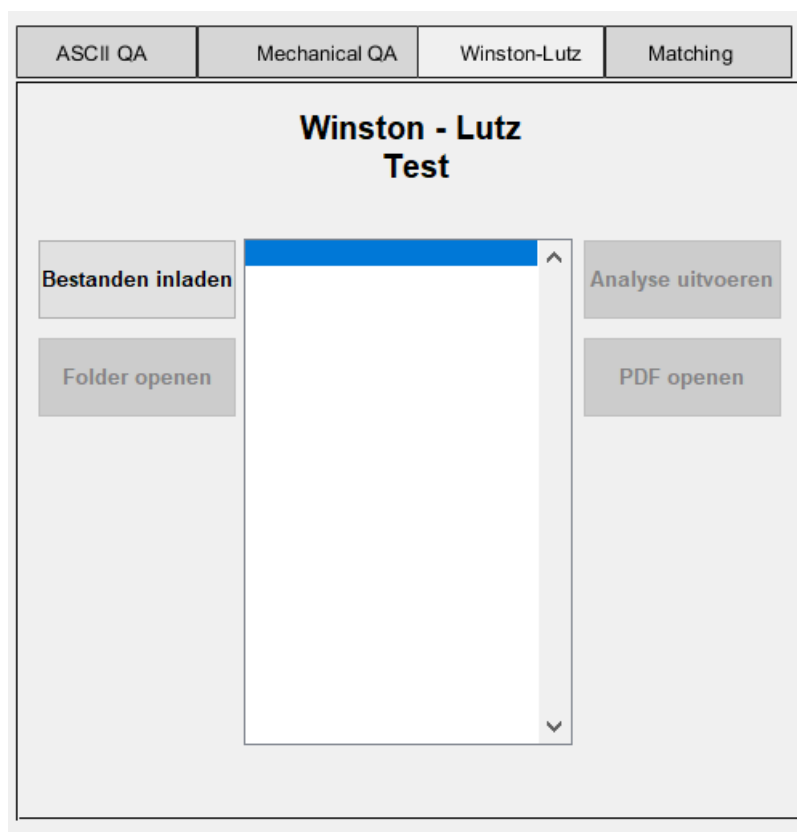


Figuur 39: Dicom beeld waarop afwijking zichtbaar was die verantwoordelijk was voor fouten in de metingen

Dit werd opgelost door de foutieve hoeken te verwijderen. Tussen bepaalde x – en y – waardes is het onmogelijk om een hoek te liggen. Zodra ook meer als 4 hoekpunten gevonden zijn in een DICOM beeld zullen de foute hoekenwaardes er zo snel mogelijk uit gehaald worden. Daarbij komt nog dat ook een resolutie probleem met metingen opgelost is. Hierdoor was de Winston-Lutz test compatibel met elk van de apparaten.

#### Grafische User Interface

Het grafische aspect van dit programma werd niet aangepast tijdens deze thesis, enkel toegevoegd aan de nieuw ontworpen tabellen GUI. (Figuur 40)



Figuur 40: GUI Winston Lutz test

## 7 Resultaten en Discussie

De bespreking van de resultaten zal voor elk onderdeel apart behandeld worden.

1. Dosimetrische metingen
2. Beeldverwerking
3. Matching
4. Integratie bestaande software

Voor elke QA test zijn metingen uitgevoerd op alle verschillende LINAC apparaten. Tijdens deze bespreking zullen eerste de resultaten worden besproken voor elk van de LINAC apparaten. Vervolgens zal een algemene bespreking gebeuren van de QA meting in kwestie.

## 7.1 Dosimetrie

### 7.1.1 Fotonengrafieken met flattening filters

Als eerste zullen alle resultaten van fotonengrafieken voor verschillende energieën weergegeven worden in onderstaande verschillende tabellen. De verschillende energieën onderzocht tijdens de controle, bedragen 6MV, 10MV en 15MV. De stralingsbundel profielen zullen tijdens de bewerking worden vergeleken met de referentiewaardes. De referentiewaardes voor de fotonen grafieken kunnen worden opgedeeld voor twee soorten apparaten. Voor de CLINAC systemen zal gebruik gemaakt worden van de CLINAC 2 referentiewaardes. Aangezien voor deze systemen de referentiewaardes bijna identiek zijn, is het enkel noodzakelijk om met de stralingsprofielen van de CLINAC 2 te werken. Voor de TRUEBEAM zal echter een uitzondering gemaakt worden, deze referentiewaardes verschillen namelijk van de CLINAC systemen. De referentiewaardes voor de verschillende LINAC's zullen enkel in één richting worden meegegeven. Echter zal verwacht worden dat het stalingsprofiel in de X-richting identiek zal zijn aan de Y-richting voor correct ingestelde systemen.

#### 7.1.1.1 Fotonen profielen

##### 1. Tabel voor fotonenbundel 6MV

Tabel 7: Tabel voor de fotonenbundels van 6MV voor verschillende LINAC's en verschillende veldgrootte.

6MV	10 x 10			25 x 25		
	Symmetrie (%)	Flatness (%)	Vorm	Symmetrie (%)	Flatness (%)	Vorm
Clinac1	0,39	1,10	OK	0	0,99	OK
	0,40	2,07	OK	0,10	0,85	OK
Clinac2	0,30	1	OK	0,54	1,33	OK
	0,15	1,88	OK	0,30	0,75	OK
TrueBeam	0,10	1,15	OK	0,40	1,35	OK

##### 2. Tabel voor fotonenbundel 10MV

Tabel 8: Tabel voor de fotonenbundels van 10MV.

10MV	10 x 10			25 x 25		
	Symmetrie (%)	Flatness (%)	Vorm	Symmetrie (%)	Flatness (%)	Vorm
TrueBeam	0,05	1,00	OK	0,05	1,78	OK
	0,93	1,83	OK	1,27	2,39	OK
	0,00	1,56	OK	0,00	1,25	OK
	0,64	2,42	OK	1,56	2,26	OK

### 3. Tabel voor fotonenbundel 15MV

Tabel 9: De weergave van de fotonenbundel van 15MV voor de verschillende LINAC's en - veldgrootte.

15MV	10 x 10			25 x 25		
	Symmetrie (%)	Flatness (%)	Vorm	Symmetrie (%)	Flatness (%)	Vorm
Clinac2	0,34	1,09	OK	0,14	1,82	OK
				0,19	1,72	OK
TrueBeam	0,39	1,68	OK	0,19	2,32	OK
	1,37	2,47	OK	1,49	2,97	OK
	0,10	1,34	OK	0,10	1,89	OK
	1,42	2,53	OK	1,45	2,80	OK

#### Bespreking:

De verschillende tabellen geven de symmetrie en flatness van de fotonenprofielen weer. Voor alle fotonenbundels zal de procentuele afwijking op de symmetrie (< 1%) en vlakheid (< 2,5%) bedragen. Tijdens deze analyse zal de uiteindelijke goedkeuring van de vorm gebeuren op basis van de symmetrie, vlakheid (flatness) en visuele inspectie van de vorm. Voor energieën van 6MV en 10MV valt op dat de verwerking van de verschillende stralingsprofielen voldoen aan de symmetrie en vlakheid acceptatiegrenzen. Echter zal tijdens de verwerking van fotonenstralen onder een energie van 15 MV voor de TRUEBEAM LINAC de symmetrie en flatness niet voldoen aan de tolerantiewaardes.

#### 7.1.2 Pdd profielen

De Pdd profielen worden vergeleken op de resultaten van de Gamma analyse. Voor de fotonengrafieken zal voor elke stralingsenergie en LINAC systemen bepaald worden of de PDD grafiek voldoet aan de eisen. De verwerking van de PDD profielen zal gebeuren voor elk van de verschillende LINAC's. De maximale verhouding tussen de PDD\_100\_mm en PDD\_200\_mm bedraagt 0,64. Deze factor zal voor elk van de apparaten vergeleken worden met de verhouding tussen de acceptatie PDD waardes op diepte 10 – en 20 cm.

Tabel 10: PDD controle op basis van PDD (200 mm) / PDD (100 mm)

Percentage Depth Dose	Energie (MV)	Veldgrootte (cm x cm)	PDD_100_mm (%dosis)	PDD_200_mm (%dosis)	Afwijking	Verhouding tot referentiewaardes (%)
CLINAC 1	6MV	10 x 10	66,8	38,63	0,58	97%
CLINAC 2	6MV	10 x 10	66,8	38,3	0,57	98%
		25 x 25	75,8	49,4	0,65	96%
Truebeam	6MV	10 x 10	65,7	37,6	0,57	99%
	10MV	10 x 10	72,8	46	0,63	98%
	15MV	10 x 10	75,9	49,1	0,65	98%

Echter om een volledige controle uit te voeren over de Percentage Depth Dose grafiek zal een gamma analyse worden uitgevoerd. Er zal gezocht worden of er een dosisverschil van minder dan 1% is binnen 1 mm rond een gegeven punt t.o.v. de referentiewaardes. Dit zal gebeuren voor elk punt van de PDD grafiek, op basis hiervan zal dan besloten worden of de PDD meting aanvaard wordt of niet. Op basis van het aantal verworpen punten en de PDD 200/PDD 100 analyse zal dan bepaald

worden of de PDD grafiek voldoet aan de referentie PDD. Tijdens de software zal momenteel enkel aan de gebruiker meegegeven worden hoeveel punten verworpen werden.

### 7.1.3 Elektronen profiel

Tijdens het schrijven van deze thesis is de verwerking van het elektronenprofiel nog niet volledig foutvrij. Hierdoor zullen de resultaten van de verwerking van de elektronenprofielen niet in deze thesis besproken worden.

## 7.2 Matching

Voor het Matching algoritme werd een test gedaan voor 3 verschillende LINAC's, hierbij zullen de metingen berekend door de software worden vergeleken met de manuele verwerking. Hierbij werden zowel DICOM beelden gebruikt van full-resolutie [1024 x 768] als half-resolutie [512 x 384]. De verwerking van de resultaten zal gebeuren tussen verschillende LINAC systemen. Hierbij zal een meting worden uitgevoerd voor CLINAC1 (8.2.1), CLINAC2 (8.2.2) en TRUEBEAM (8.2.3).

### 7.2.1 CLINAC® 1

Allereerst zullen de metingen worden uitgevoerd op de CLINAC 1. De beelden geproduceerd door het systeem zullen full-resolutie zijn. Hierbij zullen de manueel gemeten resultaten worden uitgezet t.o.v. de software matige bepalen.

Tabel 11: Resultaten Machting procedure voor CLINAC 1

Clinac 1	Manueel				Matching software			
	Lat (mm)	Long (mm)	Vert (mm)	3D (mm)	Lat (mm)	Long (mm)	Vert (mm)	3D (mm)
kV	0,70	1,10	0,50	1,40	0,83	1,30	0,92	1,79
MV	0,20	1,30	0,50	1,41	0,12	1,39	0,73	1,57
CBCT	0,20	1,30	0,60	1,45	0,26	1,22	0,78	1,47

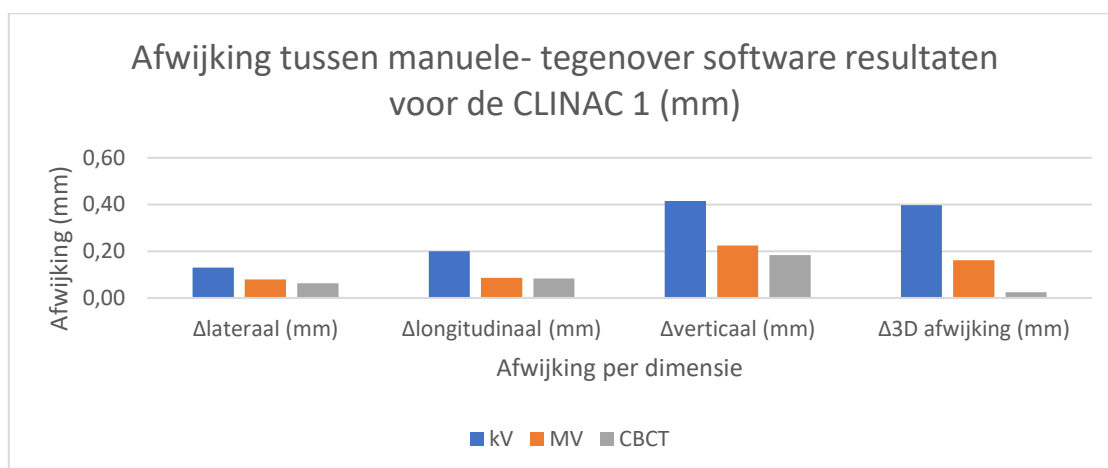
Het verschil (delta waarde berekening) in laterale (lat), longitudinale (long) en verticale (vert) richting zal resulteren in een afwijking van de 3D beweging. Er zal dus zowel een verschil bepaald worden tussen de software berekening en de manuele verwerking. Het doel van deze vergelijking is het bepalen van de fout op de meting.

Tabel 12: Verschil in longitudinale, laterale en verticale resultaten tussen de manuele meting en de software berekening.

Clinac 1	$\Delta$ lat (mm)	$\Delta$ long (mm)	$\Delta$ vert (mm)	$\Delta$ 3D (mm)
kV	0,13	0,20	0,42	0,40
MV	0,08	0,09	0,23	0,16
CBCT	0,06	0,08	0,18	0,03

#### Bespreking:

De 3D afwijking tussen de Clinac 1 metingen zal maximaal 0.4 mm bepalen in vergelijking met de manuele de kV-matching procedure. Het valt op dat de grootste afwijking zal plaatsvinden op de verticale verplaatsing (namelijk een maximale afwijking van 0.42 mm). De totale afwijking berekend door de matching software zal zowel voor kV als MV controle niet voldoen aan het tolerantie niveau (= 1.5 mm), echter zal het wel voldoen aan het actieniveau (> 2 mm).



Figuur 41: Afwijking tussen de manuele metingen ten opzichte van de software resultaten

### 7.2.2 CLINAC® 2

Het tweede LINAC systeem dat getest werd voor de beeldverwerkingsmethodes is de CLINAC 2. In tegenstelling tot het CLINAC 1 systeem zullen echter de beelden in half-resolutie verwerkt worden. De metingen werden uitgevoerd na de kV-, MV- en CBCT-matching. Hierbij viel tijdens de manuele verwerking al op dat de MV-matching resultaten verder afweken dan de kV- en CBCT matching resultaten. Op basis hiervan zal verwacht worden dat de software gelijkaardige verschillen zal vertonen.

Tabel 13: Beeldverwerkingsresultaten voor matching procedure bij de CLINAC 2

Clinac 2	Manueel				Matching software			
	Lat (mm)	Long (mm)	Vert (mm)	3D (mm)	Lat (mm)	Long (mm)	Vert (mm)	3D (mm)
kV	0,60	0,05	0,10	0,61	0,64	0,27	0,14	0,71
MV	0,90	1,40	0,10	1,67	1,12	1,36	0,00	1,76
CBCT	0,80	0,25	0,10	0,84	0,83	0,27	0,09	0,87

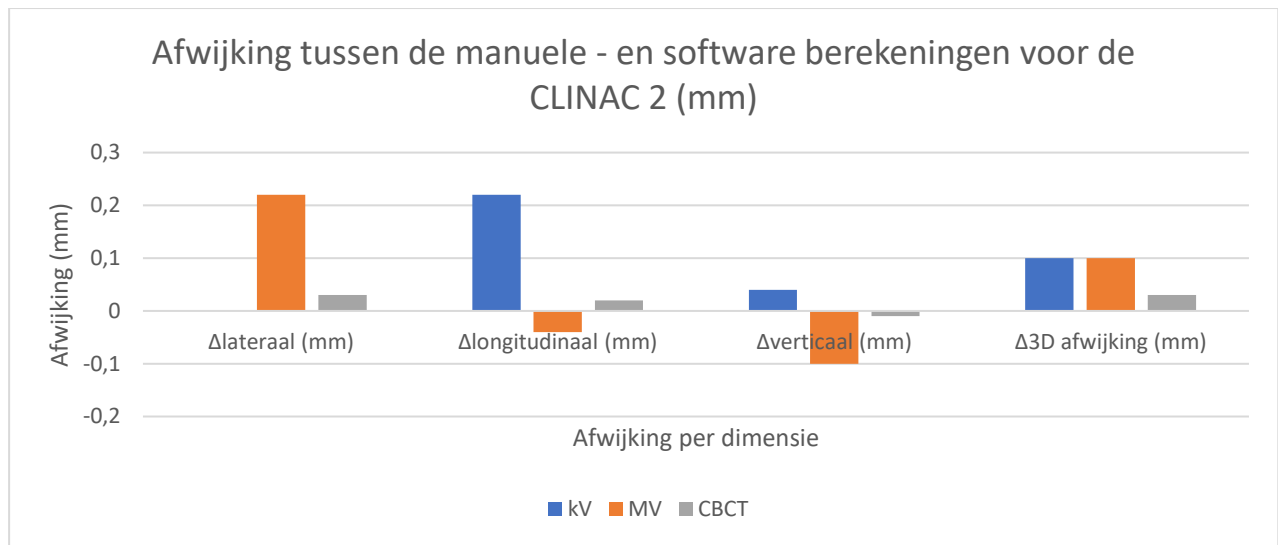
Door de resultaten van de manuele meting en de software berekening te vergelijken valt al op dat de maximale afwijking tussen de laterale, longitudinale, verticale en de 3D waardes minder als 0,30 mm zal bedragen.

Tabel 14: Het verschil tussen de manuele en software berekening voor het matching protocol

Clinac 2	Δlat (mm)	Δlong (mm)	Δvert (mm)	Δ3D (mm)
kV	0,04	0,22	0,04	0,10
MV	0,22	-0,04	-0,10	0,10
CBCT	0,03	0,02	-0,01	0,03

### Bespreking:

Voor de Clinac 2 is er een duidelijk verschil detecteerbaar tussen de MV-matching (afwijking 1.76 mm) en de kV- en CBCT-matching (< 0.90 mm). De grootste afwijking tussen de verschillende metingen voor Clinac 2 ligt beduidend lager dan de afwijking t.o.v. de manuele metingen voor de Clinac 1. Op basis van de verschillende resultaten (Figuur 42) zal besloten worden dat de kV en CBCT-matching zal voldoen aan het tolerantieniveau. Echter zal voor de MV- matching van de Clinac 2 rekening gehouden worden met een afwijking die buiten het tolerantieniveau valt, maar wel voldoet aan het actieniveau.



Figuur 42: Afwijking Clinac2 tussen de manueel berekende waarden en de software

### 7.2.3 TRUEBEAM®

De TRUEBEAM LINAC is het laatste toestel dat met de software verwerkt werd. De MV-beelden zullen voor de TRUEBEAM weer in half-resolutie genomen worden. Tijdens de controle van de TRUEBEAM werd het minste afwijking vastgesteld in laterale, longitudinale en verticale waarden.

Tabel 15: Resultaten Matching protocol voor de Truebeam.

Truebeam	Manueel				Matching software			
	Lat (mm)	Long (mm)	Vert (mm)	3D (mm)	Lat (mm)	Long (mm)	Vert (mm)	3D (mm)
kV	0,1	0	0,2	0,22	0,13	0,12	0,25	0,31
MV	0,1	0,4	0,1	0,42	0,10	0,40	0,02	0,42
CBCT	0,2	0,4	0	0,45	0,32	0,47	0,02	0,56

Het eerste dat opvalt tijdens deze meting is dat de verschillen in afstand tussen de verschillende richtingen veel lager is dan bij de twee vorige systemen. Hierbij valt op dat voor elk van de matching procedures de 3D afwijking voldoet aan zowel het acceptatie – en tolerantieniveau.

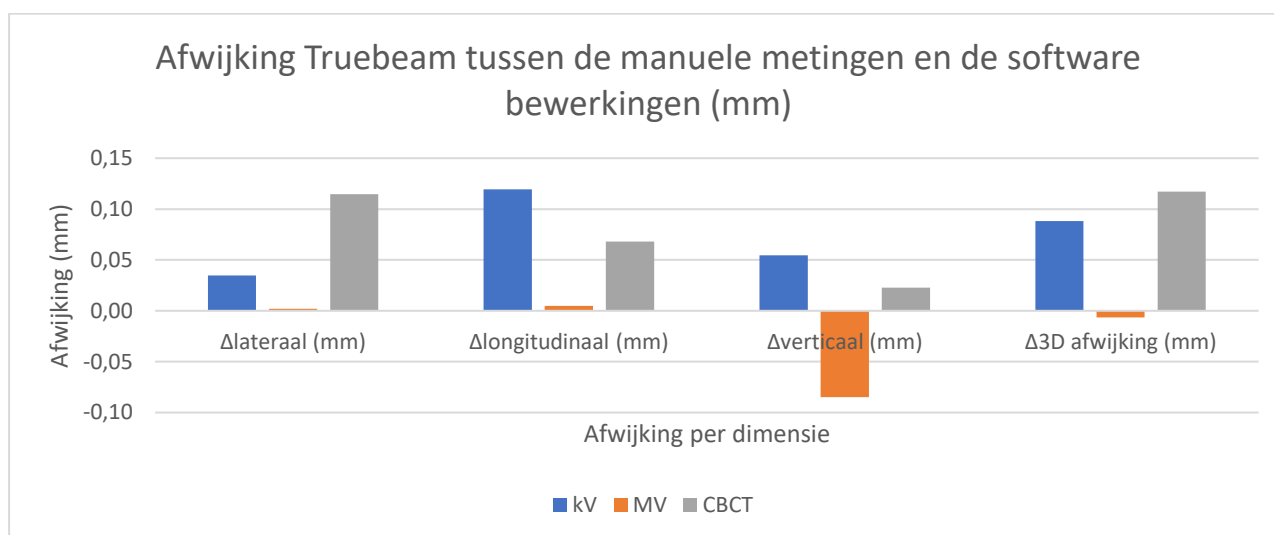


Tabel 16: Het verschil tussen de manuele en software berekening.

Truebeam	$\Delta$ lat (mm)	$\Delta$ long (mm)	$\Delta$ vert (mm)	$\Delta$ 3D (mm)
kV	0,03	0,12	0,05	0,089
MV	0	0	-0,09	-0,01
CBCT	0,11	0,07	0,02	0,12

### Bespreking:

De nauwkeurigheid van de software ten opzichte van de manuele metingen is het hoogste voor de Truebeam® LINAC. Hierbij zal een maximale afwijking genoteerd worden van 0,12 mm voor kV-matching. Alle afwijkingswaardes (zie Figuur 43) zullen voor het QA protocol voldoen aan de acceptatie – en tolerantiegrenzen. Bij deze meting valt op dat de CBCT matching berekening de grootste afwijking vertoont.



Figuur 43: Afwijking van de Truebeam LINAC. Dit zowel voor de manuele metingen en de software bewerking.

### 7.2.4 Discussie van de beeldverwerking

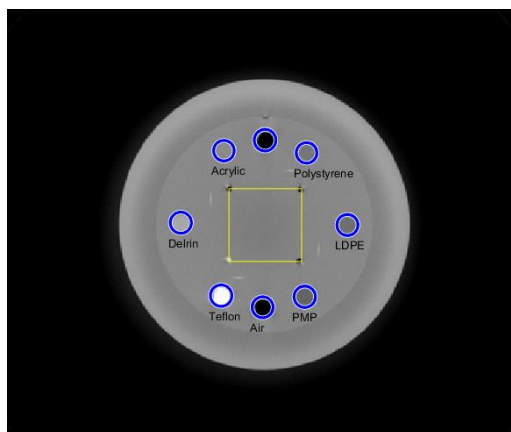
Om de gemiddelde afwijking te bepalen zal voor elk LINAC systeem meerdere metingen moeten worden uitgevoerd. Aangezien het gaat om een omschakeling van manuele metingen (met behulp van handmatig de afstand te meten) naar een automatische verwerking zal de fout op de metingen niet constant zijn. De maximale afwijking die plaatsvond tussen de manuele berekening en de softwareberekening bedraagt < 0.5 mm voor elke dimensie. De resultaten die door software berekend worden zullen tot op 0.5 mm nauwkeurig in vergelijking met de manuele verwerking de afstand tussen de isocentra bepalen.

### 7.3 OBI meting

Van de verschillende modules gebruikt tijdens de OBI meting, zullen deze allereerst worden opgedeeld in 2 delen. Als eerste zijn er de modules waarop berekeningen worden uitgevoerd op basis van CT-waardes, ten tweede zullen de modules besproken worden waarbij er visuele inspectie gebruikt zullen worden. Er zal gestart worden met de verwerking van de Sensitometrie methode (CTP 404) en de Uniformiteitsmodule (CTP 486). Tijdens het uitvoeren van de meting met het Catphan fantoom, kunnen de diktes van verschillende slices variëren tussen verschillende metingen. Om te voorkomen dat hierdoor de foute afbeelding verwerkt wordt, zullen de verschillende slices gekozen worden op basis van afstand t.o.v. het begin van het fantoom.

#### **CTP 404**

De vorm van deze module is reeds besproken. Als eerste stap zal de software nakijken of elke bol gevonden kan worden door Matlab®. De gebruiker kan dit nakijken door aan te duiden in het programma dat de cirkels gezocht moeten worden. (Figuur 44)



Figuur 44: De verwerking van module CTP 404.

Op de locaties van elk van deze cirkels zal nu een vierkant getekend worden door Matlab® van 7 x 7 pixels. Voor elk van deze vierkanten zal nu de gemiddelde HU bepaald worden. Vervolgens zullen deze waardes vergeleken worden met de gemiddelde CT waardes. Hierbij wordt een correctiefactor van  $\pm 40$  HU gebruikt. Deze meting werd uitgevoerd voor de CLINAC 2 LINAC.

Tabel 17: CLINAC 2 OBI protocol verwerking CT 404

Materiaal	Gemiddelde CT	Tolerantie	Handmatig berekende CT	Software berekende CT
Air	-1000	$\pm 40$	- 998	-999
PMP	-200	$\pm 40$	/	-178
LDPE	-100	$\pm 40$	-62	-80
Polystyrene	-35	$\pm 40$	3	-15
Acrylic	120	$\pm 40$	160	156
Delrin®	340	$\pm 40$	361	363
Teflon	990	$\pm 40$	1011	1002

Hierbij kan worden vastgesteld dat de CT-waarde (HU) dat door de software bepaald wordt, binnen de tolerantie ( $\pm 40$ ) valt van de verwachte CT-waarde van de verschillende materialen. Terwijl er een maximale afwijking van  $\pm 18$  HU zichtbaar is ten opzichte van de handmatig bepaalde CT waardes.

### **CTP 486**

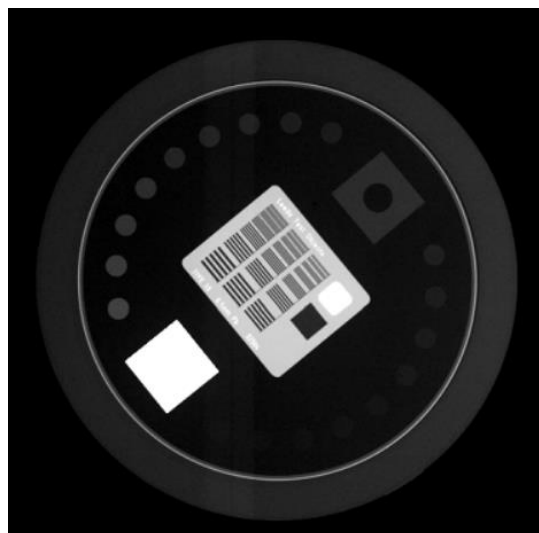
De uniformiteitsmodule tijdens deze thesis zal gebruikt worden om de gemiddelde HU te bepalen van het uniform beeld. Ook deze test werd voor de CLINAC 2 uitgevoerd.

	Tolerance	HU value left #1	HU value top #2	HU value right #3	HU value bottom #4	HU value centre #5	Max Difference
Originele meting	$\pm 40$ HU	44	46	45	36	49	13
Software berekening	$\pm 40$ HU	39	38	41	35	47	12

De afwijking tussen de gemeten waardes en de door Matlab verwerkte resultaten zal zich beperken tot een verschil van  $\pm 10$  HU. Hierbij zal echter de verhouding tussen de verschillende ROI's behouden worden. Als laatste bepalen we de maximale afwijking tussen de verschillende ROI's ten opzichte van de 5<sup>e</sup> ROI. De rest van de verwerking zal visueel gebeuren afhankelijk van het aantal zichtbare elementen op de DICOM afbeelding. De controle van deze metingen zal gebeuren op basis van welke details de gebruiker kan onderscheiden. Het softwareprogramma zal tijdens de verwerking eerst het Leeds Thor object bekeken worden.

### **De visuele controle van de OBI : Leeds Thor object**

Een voorstelling van het Leeds Thor Object beeld is zichtbaar in onderstaande figuur (Figuur 45).



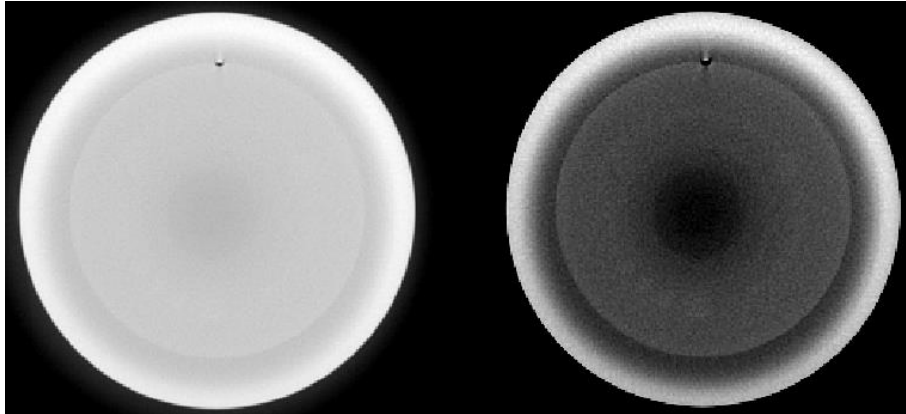
*Figuur 45: Leeds Thor Object*

De gebruiker kan zelf kiezen om in te zoomen en het contrast van de afbeelding aanpassen zodat de verschillende lijnenparen gemakkelijk te onderscheiden zijn. Tijdens de controle van dit Leeds Thor object zal besloten worden dat 12 lijnenparen zichtbaar zijn en alle bollen.

### De visuele controle van de OBI: Catphan fantoom

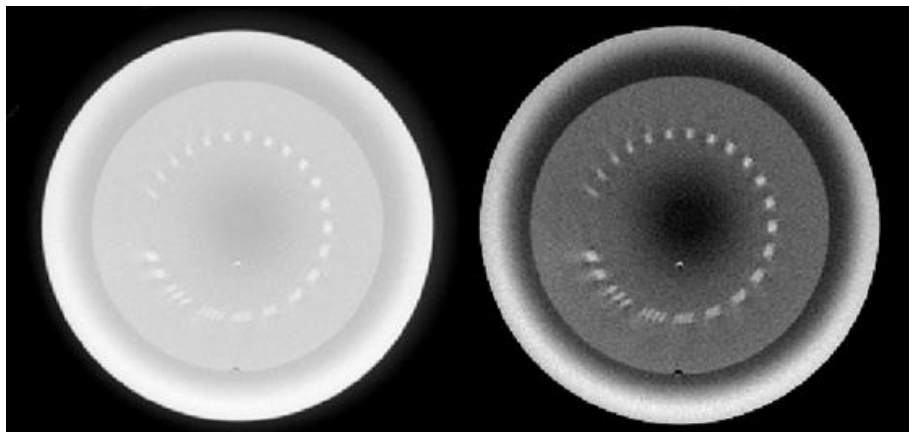
Tijdens de visuele controle van het Catphan fantoom zullen nog 2 secties ('slices') geanalyseerd worden, namelijk CTP 515 Laag-contrast resolutie module en CTP 512 Hoog-contrast resolutie.

De CTP 515 Laag-contrast resolutie is zichtbaar in Figuur 46. Tijdens deze controle zal het aantal bollen geteld worden. Hierbij zullen de supra-slice 1% bollen gebruikt worden. Door het contrast aan te passen zullen de verschillende bollen gemakkelijker zichtbaar worden. Hierbij moeten 5 ofwel 6 ofwel 7 bollen zichtbaar worden om aan de minimum vereisten te voldoen.



Figuur 46: CTP 515 Laag contrast resolutie. Links: originele afbeelding. Rechts: Bijwerking van het contrast.

De laatste module die besproken zal worden is de CTP 512 Hoog-contrast resolutie. (Zichtbaar in Figuur 47) Hierbij zal het aantal lijnenparen dat te onderscheiden valt, besproken worden. Ook hier zal d.m.v. het aanpassen van het contrast en gebruik van de zoomfunctie het mogelijk worden om het aantal lijnenparen te bepalen. De referentie waardes komen neer op 6 lijnenparen/cm.



Figuur 47: CTP 512 Hoog-contrast resolutie. Links: Originele afbeelding. Rechts: Bijgewerkte contrast

## 7.4 Integratie bestaande software

### 7.4.1 Mechanische Controle

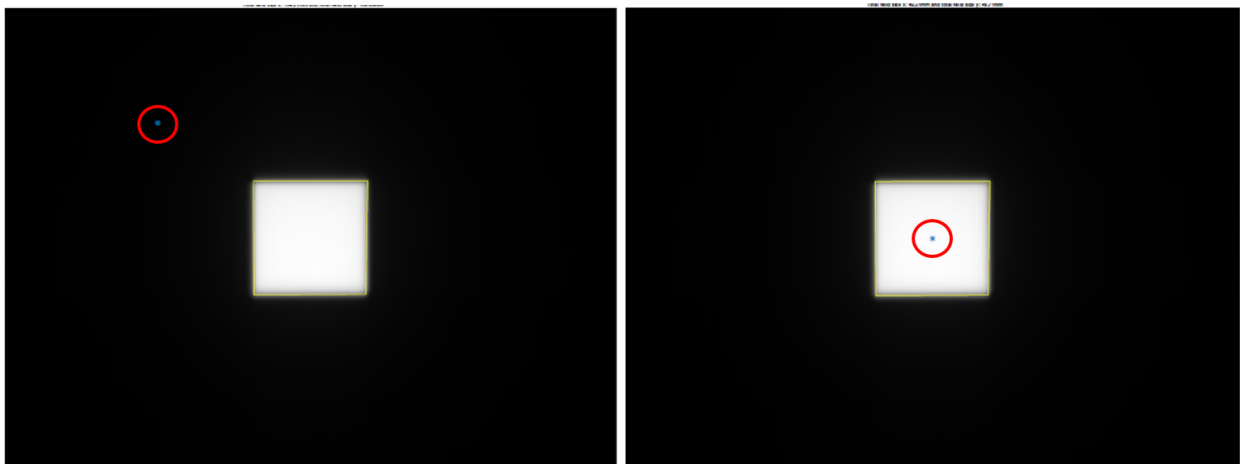
Het mechanische controle protocol is aangepast zodat het compatibel is met al de Linac systemen onafhankelijk of deze volledige- of halve-resolutie afbeeldingen produceren. Ter controle werden metingen gedaan met beelden van al de Linac's met het nieuwe algoritme. Deze resultaten werden vergeleken met de originele resultaten. Ook werden nieuwe metingen gedaan met afbeeldingen op volledige resolutie.

#### Halve resolutie

Tijdens de metingen met halve resolutie werden geen verschillen waargenomen tijdens de berekening van het verschil tussen de isocentra. Bij controle van laterale- en verticale afwijking waren ook geen verschillen te vinden. Echter werd bij de laterale controle van de Clinac 2 een verschil van 0,03 mm vastgesteld.

#### Volledige resolutie

Een volledige resolutie meting werd zowel voor het originele protocol als met de aanpassing getest. Hierbij werd bij het originele protocol een foutief isocentrum berekend. Dit had als gevolg dat de weergave en berekening van het veld ook foutief waren. Dit is zichtbaar in Figuur 48.



Figuur 48: Het originele resultaat (Links) en nieuw resultaat (Rechts)

Vanwege het foutief isocentrum zal de berekeningen voor het veld volledig afwijken. Door de software aanpassing zal het algoritme in geval van full resolutie het isocentrum correct bepalen. Het resultaat van de berekening van de asymmetrische veldgroottes door het nieuwe algoritme is zichtbaar in Figuur 49.

field	x1_dev	x2_dev	y1_dev	y2_dev	x_total_dev	y_total_dev
5x5:	0,106	0,383	0,065	0,227	0,489	0,292
10x10:	-0,652	-0,125	0,376	0,661	-0,777	1,037
18x18:	-0,09	0,946	0,313	0,733	0,856	1,046

Figuur 49: Deze tabel geeft de asymmetrische veldgroottes aan in mm

#### 7.4.2 Automatische Winston Lutz test

Het algoritme voor de automatische Winston Lutz test werd aangepast zodat het zowel voor volledige- als halve resolutie het juiste isocentrum bepaald. De rest van de bewerkingen zijn identiek gebleven. Door de hoekpunten van het bestraalde veld te filteren werden kleine afwijking of onregelmatigheden door de software opgelost. Buiten deze kleine aanpassingen werd een nieuwe GUI ontworpen.



## 8 Besluit

De Matlab® applicatie die ontwikkeld werd zal ter ondersteuning dienen van de Quality Assurance protocollen. De verschillende software onderdelen zullen besproken worden in de zelfde volgorde als tijdens het verloop van deze thesis.

Uit de resultaten van het uittesten van de ontwikkelde software op de verschillende apparaten, konden we onderstaande vaststellingen doen.

Het dosimetrie protocol verwerkt de stralingsbundel gegevens (fotonenstralen) in de vorm van ASCII bestanden. Afhankelijk van het soort stralingsbundel, fotonen of elektronen, zullen de stralingsprofiel – en percentage depth dose grafieken opgesteld worden. De dosimetrie applicatie zal voor de LINACsystemen ( Clinac 1, Clinac 2 en Truebeam) een vergelijking uitvoeren met de referentiedata van het desbetreffende systeem. Hierbij wordt succesvol voor de stralingsprofielen: de vorm, symmetrie en vlakheid bepaald. Terwijl op de PDD data een gamma analyse wordt uitgevoerd in combinatie een PDD20/PDD10 vergelijking tussen de resultaten en de referentiewaardes. Het resultaat zal naar een PDF geschreven worden, de vorm hiervan is zichtbaar in Bijlage A.

Het matching protocol zal DICOM afbeeldingen verwerken die resulteren uit de kV-,MV- en CBCT matching uitgevoerd op de verschillende LINAC's (Clinac 1, Clinac 2, Truebeam). Hierbij wordt de 3D verplaatsing berekend die op de LINAC tafel uitgevoerd moet worden. De Matlab® verwerking van de resultaten zal tot op 0,43 mm nauwkeurig zijn in het bepalen van de verplaatsing in elke richting t.o.v. de manuele verwerking. Een voorbeeld van de resulterende PDF is weergegeven in Bijlage B.

Het OBI protocol wordt gebruikt voor het controleren van de beeldkwaliteit. Hierbij zullen zowel visuele testen, op basis van de input van de gebruiker, als automatische berekeningen van HU waardes worden uitgevoerd. Voor de visuele testen kan gebruik gemaakt worden van een contrast schuiver als hulpmiddel voor het bepalen van het aantal zichtbare objecten. Terwijl de HU waardes tot op  $\pm 18$  HU nauwkeurig zijn ten opzichte van de manuele resultaten.

De reeds bestaande software protocollen: Automated Mechanical control [8] en de Automated Winston Lutz test [9] zijn geïmplementeerd in de Matlab® applicatie. De beide algoritmes zijn aangepast om met elke LINAC compatibel te zijn.

De mechanische test werd aangepast zodat deze compatibel is met volle resolutie beelden. Hierbij werd voor de mechanische controle een maximale afwijking van 0.03 mm genoteerd op de longitudinale afwijking ten opzichte van de resultaten bekomen door het originele algoritme. Voor de rest van de metingen waren de resultaten identiek aan de originele verwerking.

De automatische Winston Lutz test werd aangepast zodat er geen foutief isocentrum berekening gebeurt tijdens het gebruik van volledige resolutie beelden met onregelmatigheden in. Door de correctie zal de berekeningen het juiste isocentrum bepalen. Hierbij zal er geen afwijking plaatsvinden tijdens de metingen.

Samenvattend kunnen we uit de uitgevoerde metingen besluiten dat aan de gevraagde doelstelling van het ontwikkelen van een integrerende software voor de verschillende kwaliteitstesten voldaan is en dit met behulp van een overzichtelijke grafische interface. Verder is er ook aan de hand van deze software een snellere verwerking van de data mogelijk.





## Literatuurlijst

- [1] J. Smeulders, „Automatization of mechanical quality assurance of a linac using MATLAB,” Hasselt, 2016.
- [2] M. D. & G. Leurs, „Automated Winston-Lutz Test for efficient quality control in stereotactic radiosurgery,” U Hasselt, 2017.
- [3] „Stichting tegen kanker: behandeling van kanker,” Stichting tegen kanker, 7 12 2017. [Online]. Available: <https://www.kanker.be/alles-over-kanker/behandelingen-van-kanker>. [Geopend 05 01 2018].
- [4] I. Pinilla, B. Rodríguez-Vigil en N. Gómez-León, „Integrated FDG PET/CT: Utility and Applications in Clinical Oncology,” *Clinic Medical Oncology*, vol. 2008 sep 19, nr. Epub Volume 2, pp. 181-198, 2008.
- [5] L. KA, „Portal Imaging,” *BR J raidol*, vol. 2001, pp. 789-808, 2001.
- [6] „allesoverkanker,” Kom op tegen kanker, 03 September 2004. [Online]. Available: <http://www.allesoverkanker.be/radiotherapie-inwendige-bestraling-brachytherapie-curietherapie>. [Geopend 06 Januari 2018].
- [7] „Cancer.org,” American Cancer Society, 10 Februari 2017. [Online]. Available: <https://www.cancer.org/treatment/treatments-and-side-effects/treatment-types/radiation/external-beam-radiation-therapy.html>. [Geopend 05 Januari 2018].
- [8] N. J. L. C. ., P. N. ., C. J. ., R. Y. A. O. d. C. R. Largent A, „MRI-based radiotherapy planning,” *Cancer Radiotherapie : Journal de la Societe Francaise de Radiotherapie Oncologique*, vol. 2017, pp. 778-798, 2016.
- [9] „Cleveland Clinic,” Cleveland Clinic, 30 12 2014. [Online]. Available: <https://my.clevelandclinic.org/health/diagnostics/10123-positron-emission-tomography-pet-scan>. [Geopend 08 Januari 2018].
- [10] K. R. K. E. H. A. M. Y.-C. H. ., E. B. J. L. H. O. D. S. C.-S. C. S. M. L. E. D. Y. Yusuf E Erdi,  
] „Radiotherapy treatment planning for patients with non-small cell lung cancer using positron emission tomography (PET),” *Radiotherapy and Oncology Volume 64*, vol. 2002, nr. 1, pp. 51-60, 2002.
- [11] „bravo-radiotherapie,” Belgian Radiation Oncology Awareness and Visibility Organization,  
] [Online]. Available: <http://www.bravo-radiotherapie.be/nl/externe-bestraling>. [Geopend 09 01 2018].
- [12] E.B.Podgorsak, „treatment machines for external beam Radiotherapy,” Montreal, Quebec,  
] Canada, Department of Medical Physics McGill University Health Centre, pp. 123-159.
- [13] „Photon therapy: the basics,” Portal Medical Physics, [Online]. Available:  
] [https://www.abrphysicshelp.com/index.php?option=com\\_content&view=article&id=94:photon](https://www.abrphysicshelp.com/index.php?option=com_content&view=article&id=94:photon)

-therapy-i-the-basics-demo&catid=79:public-pages&limitstart=3&Itemid=435. [Geopend 08 Januari 2017].

- [14 C. H. A. H. B. M. T. M. Charles M Able, „Initial investigation using statistical process control for quality control of accelerator beam steering,” *Radiation Oncology*, nr. 6, pp. 1-180, 2011.
- [15 G. G. G. P. S. K. Ravindra Shende, „Commission of Truebeam Medical Linear Accelerator: Quantitative and Qualitative Dosimetric Analysis and Comparison of Flattening Filter (FF) and Flattening Filter Free (FFF) Beam,” *International Journal of Medical Physics*, vol. 1, nr. 5, pp. 51-69, 2016.
- [16 „Medical electrical equipment - Medical electron accelerators - Guidelines for functional performance characteristics,” *International Electrotechnical Commission*, p. 137, 2008.
- [17 „Photon Beam Dosimetry,” American Association of Physicists in Medicine, 2009. [Online]. Available: <https://www.aapm.org/meetings/09SS/documents/11Palta-PhotonBeamDosimetry.pdf>. [Geopend 27 December 2017].
- [18 D. S. W. C. S. H. P. S. Ganesh Narayanasamy, „Commissioning an Elekta Versa HD linear accelerator,” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 1, nr. 17, pp. 179-191, 2016.
- [19 C.-W. C. R. J. W. A. A. J. G. X. A. L. J. L. R. K. M. W. E. S. T. C. Z. Indra J. Das, „Accelerator beam data commissioning equipment and procedures,” AAPM, 2008.
- [20 E. Podgorsak, *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students H8*, Wenen: Technical Editor, 2005.
- [21 R. W. L. E. Rafael C. Gonzalez, *Digital Image Processing Using MATLAB*, United States: Pearson, 2003.
- [22 „Elektronik Portal Imaging Device,” [Online]. Available: <http://oftankonyv.reak.bme.hu/tiki-index.php?page=Electronic+Portal+Imaging+Devices>.
- [23 F. D. L. I. J. D. M. S. M. J. R. D. David S. Chang, *Basic Radiotherapy Physics and Biology*, New York: Springer, Cham, 2014.
- [24 D. R. Varma, „Managing DICOM images: Tips and tricks for the radiologist,” *Indian Journal of Radiology and Imaging*, nr. 1, pp. 4-13, 2012.
- [25 G. Kutcher, „Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40,” *Med Phys*, vol. 4, nr. 21, pp. 587-618.
- [26 E. E. Klein, „Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators,” *Med Phys*, vol. 36, nr. 9, p. 4197, 2009.
- [27 B. M. M. D.I. THWAITES, „Quality Assurance of External Beam Radiotherapy,” in *Review of Radiation Oncology Physics*, pp. 407-450.
- [28 „Medical Physics Web,” 0,6 Juli 2006. [Online]. Available: <http://medicalphysicsweb.org/cws/article/research/43225>. [Geopend 18 December 2017].

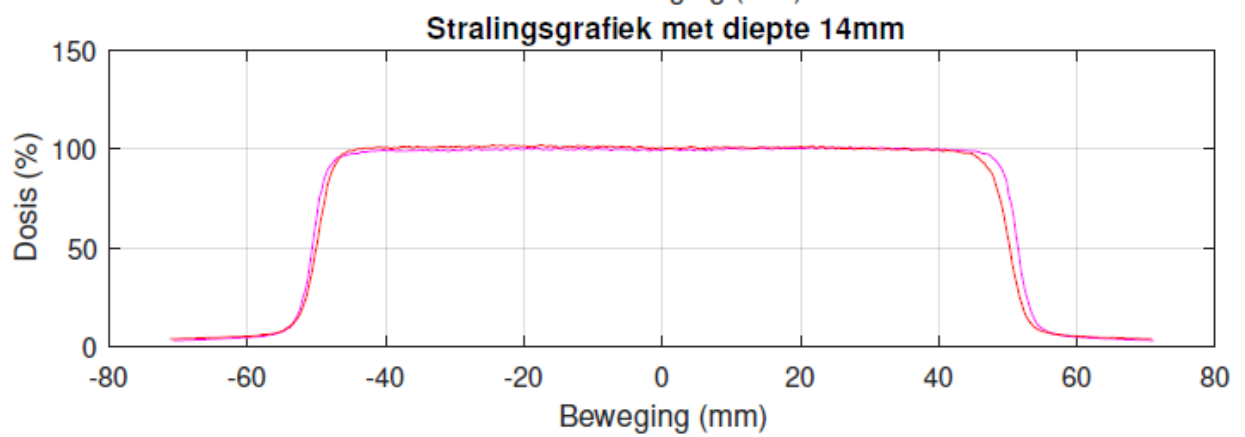
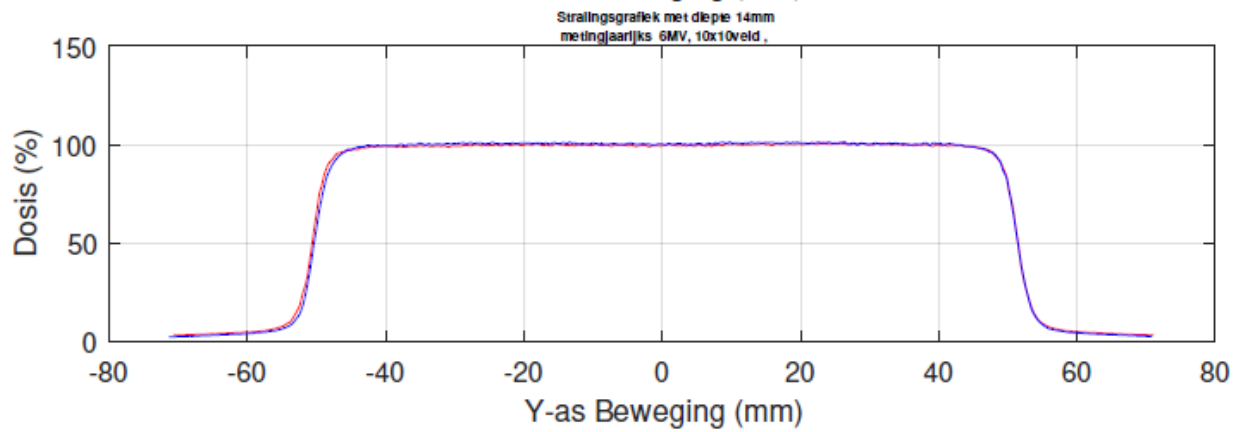
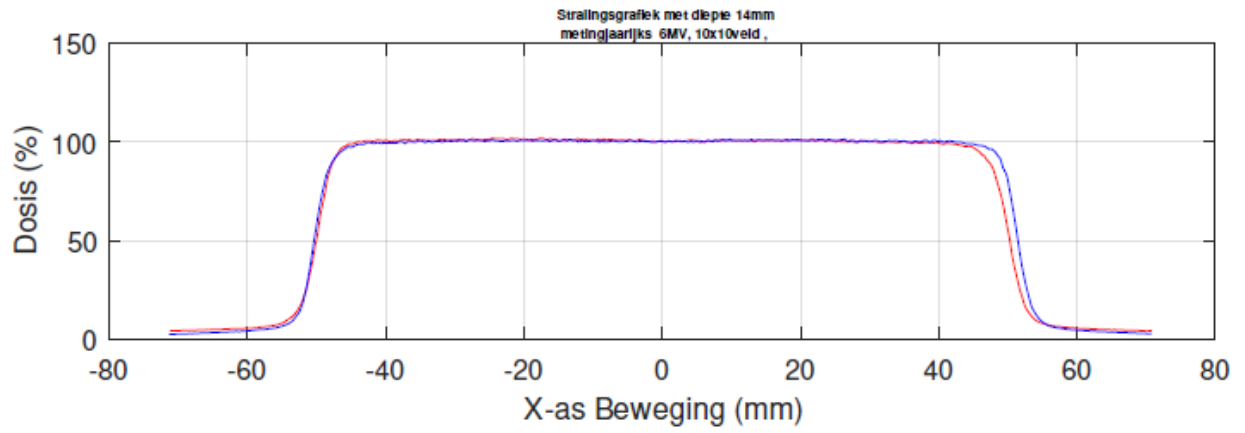
- [29 „IBA dosimetry MatrixX,” IBA, [Online]. Available: <http://www.iba-dosimetry.com/solutions/radiation-therapy/patient-qa/matrixx-universal-detector-array/>. [Geopend 03 Januari 2018].
- [30 „Standard imaging Beam Checker,” Standard Imaging, [Online]. Available: <https://www.standardimaging.com/beam-qa/qa-beamchecker-plus>. [Geopend 2 December 2017].
- [31 P. J. B. B. C. W. H. M. S. H. R. N. D. R. Peter R. Almond, „AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams,” *Medical Physics*, pp. 1847-1870, 1999.
- [32 „Water fantooms,” IBA, [Online]. Available: [https://www.iba-dosimetry.com/media/1372/rt-br-e-phantoms-for-ad\\_rev2\\_0813.pdf](https://www.iba-dosimetry.com/media/1372/rt-br-e-phantoms-for-ad_rev2_0813.pdf). [Geopend 13 01 2018].
- [33 S. M. G. C. Y. C. J. Y. Y. X. Y. Gardner SJ, „Investigation into image quality and dose for different patient geometries with multiple cone-beam CT systems,” *Med Phys*, nr. 1, 2014.
- [34 „Leeds Thor test object,” Leeds test object, [Online]. Available: <https://www.leadstestobjects.com/wp-content/uploads/TOR-CDR-product-specifications-1.pdf>. [Geopend 09 01 2018].
- [35 The Phantom Laboratory , „ Catphan ® 500 and 600 manual.,” 2012. [Online]. Available: <http://www.uio.no/studier/emner/matnat/fys/FYS4760/h07/Catphan500-600manual.pdf>. [Geopend 24 December 2017].

## Bijlagenlijst

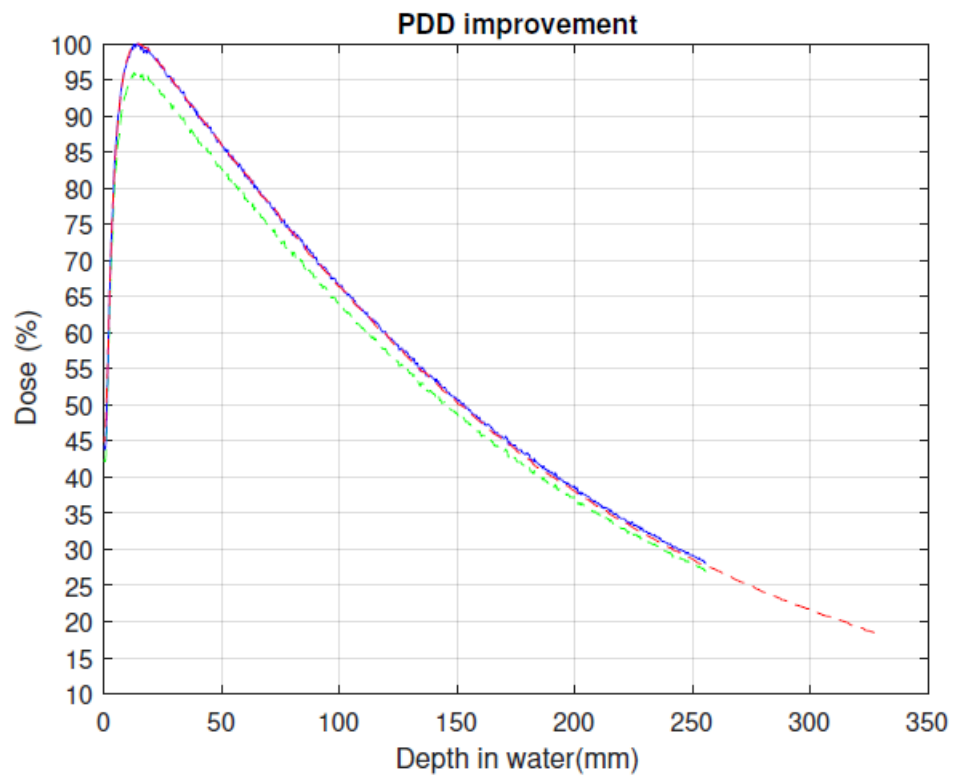
Bijlage A: Voorbeeld verwerking ASCII .....	82
Fotonenprofielen.....	82
PDD-grafiek.....	843
Resultaten .....	843
Bijlage B: Voorbeeld verwerking Matching Protocol .....	854

# Bijlage A: Voorbeeld verwerking ASCII

## Fotonenprofielen



## PDD-grafiek



## Resultaten

Symmetrie diepte 14 (%)

X	Y
0,258131	0,257865

Flatness diepte 14 (%)

X	Y
1,093181	1,355579

Symmetrie diepte 100 (%)

X	Y
0,07758	0

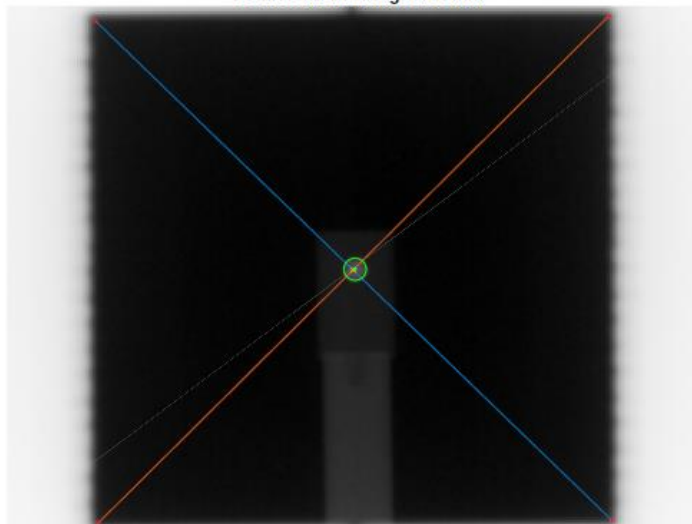
Flatness diepte 100 (%)

X	Y
2,2187	2,54372

## Bijlage B: Voorbeeld verwerking Matching Protocol

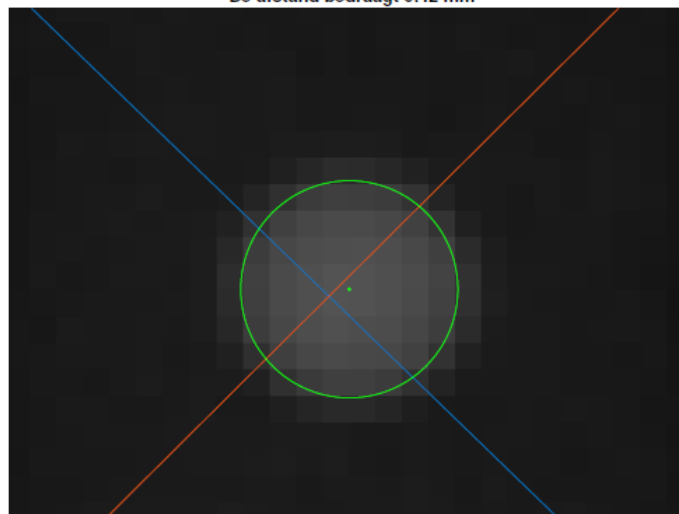
index	Gantry	Collimator	Table	offset
1	270	0	0,1	0,42
2	270	0	0,1	0,95
3	0	0	0,1	0,46
4	0	0	0,1	1,23
5	0	0	0,1	1,3
6	270	0	0,1	0,02

1: Voor G: 270.00°, C: 0.00° en T: 0.10°  
De afstand bedraagt 0.42 mm



RI.1.2.246.352.81.3.2059975593.15892.16625.134.123.dcm

1: Voor G: 270.00°, C: 0.00° en T: 0.10°  
De afstand bedraagt 0.42 mm



RI.1.2.246.352.81.3.2059975593.15892.16625.134.123.dcm



# Auteursrechtelijke overeenkomst

Ik/wij verlenen het wereldwijde auteursrecht voor de ingediende eindverhandeling:  
**Software voor Quality Assurance**

Richting: **master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT**  
Jaar: **2018**

in alle mogelijke mediaformaten, - bestaande en in de toekomst te ontwikkelen - , aan de Universiteit Hasselt.

Niet tegenstaand deze toekenning van het auteursrecht aan de Universiteit Hasselt behoud ik als auteur het recht om de eindverhandeling, - in zijn geheel of gedeeltelijk -, vrij te reproduceren, (her)publiceren of distribueren zonder de toelating te moeten verkrijgen van de Universiteit Hasselt.

Ik bevestig dat de eindverhandeling mijn origineel werk is, en dat ik het recht heb om de rechten te verlenen die in deze overeenkomst worden beschreven. Ik verklaar tevens dat de eindverhandeling, naar mijn weten, het auteursrecht van anderen niet overtreedt.

Ik verklaar tevens dat ik voor het materiaal in de eindverhandeling dat beschermd wordt door het auteursrecht, de nodige toelatingen heb verkregen zodat ik deze ook aan de Universiteit Hasselt kan overdragen en dat dit duidelijk in de tekst en inhoud van de eindverhandeling werd genotificeerd.

Universiteit Hasselt zal mij als auteur(s) van de eindverhandeling identificeren en zal geen wijzigingen aanbrengen aan de eindverhandeling, uitgezonderd deze toegelaten door deze overeenkomst.

Voor akkoord,

**Coolen, Andries**

Datum: **15/01/2018**