



BÁRBARA FRANCISCO FERREIRA
Licenciatura em Engenharia Física

**COMPARAÇÃO DE SISTEMAS
MULTIDETETORES DE RADIAÇÃO PARA
CONTROLO DE QUALIDADE DO
ACELERADOR LINEAR VARIAN HALCYON**

MESTRADO EM ENGENHARIA FÍSICA
Universidade NOVA de Lisboa
Setembro, 2024



NOVA

NOVA SCHOOL OF
SCIENCE & TECHNOLOGY

DEPARTAMENTO DE
FÍSICA

COMPARAÇÃO DE SISTEMAS MULTIDETETORES DE RADIAÇÃO PARA CONTROLO DE QUALIDADE DO ACELERADOR LINEAR VARIAN HALCYON

BÁRBARA FRANCISCO FERREIRA

Licenciatura em Engenharia Física

Orientador: Carlos Marcelino

Especialista em Física-Médica, Centro Clínico SAMS

Coorientador: André Wemmans

Professor Auxiliar, Universidade NOVA de Lisboa

MESTRADO EM ENGENHARIA FÍSICA

Universidade NOVA de Lisboa

Setembro, 2024

Comparação de sistemas multidetetores de radiação para controlo de qualidade do acelerador linear Varian Halcyon

Copyright © Bárbara Francisco Ferreira, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

AGRADECIMENTOS

Esta dissertação não seria possível sem o meu orientador Carlos Marcelino, que me fez querer conhecer o mundo da física médica e me guiou incansavelmente no processo deste trabalho. Ter tido a oportunidade de viver um pouco desta área tão bonita foi um enorme privilégio. Quero agradecer à Lília Moreno, que me abriu as portas do SAMS para eu explorar ainda mais o meu gosto por este setor, e a todos os que me aturaram nas suas horas de trabalho. Nunca me esquecerei de agradecer também ao professor André We-mans, por aceitar o desafio de acompanhar esta tese completamente fora da sua área e por tudo o que me ensinou durante os cinco anos de faculdade.

À minha família, que me tirou da frente da secretária muitas vezes quando vi a minha frustração perante os exercícios, testes e relatórios que tinha por fazer, e que me fez ver as minhas capacidades quando eu não consegui. Apesar de nos últimos cinco anos terem muito provavelmente sofrido com estas frustrações, estiveram sempre lá para me apoiar e nunca me deixaram desistir. Obrigado à Rafa, que apesar de estar tão fora deste mundo, sempre se orgulhou de mim e do meu percurso.

Ao Johnny, com quem já partilhei muitas conquistas, minhas e dele. Poder partilhar o acabar deste ciclo contigo é uma enorme felicidade, obrigado por todo o amor e por me levatares quando mais preciso (e eu preciso bastante).

Aos meus amiguinhos de física, Cat, Guida, Ana, Grab, Veggie, Minnie e Fon. Vocês sim partilharam todas as mágoas e alegrias comigo e é um orgulho enorme ver-vos a crescer e a entrar aos poucos na vossa nova vida. It's the end of the beginning.

RESUMO

A radioterapia desempenha um papel vital na abordagem contemporânea do tratamento de tumores, fornecendo uma alternativa eficaz e cada vez menos invasiva. No epicentro deste tratamento, encontram-se os aceleradores lineares médicos, equipamentos capazes de gerar radiação de alta energia e concebidos para utilização na radioterapia externa. O acelerador linear (**LINAC**) Varian Halcyon emerge como uma peça fundamental desta tecnologia, sendo cada vez mais utilizado pela sua melhor eficiência de fluxo de trabalho, sem comprometer a segurança e o conforto do paciente, e, acima de tudo, mantendo a eficácia do tratamento. Neste contexto, é crucial garantir que a dose de radiação administrada corresponde exatamente ao planeamento prévio, assegurando a precisão do tratamento e minimizando a dose absorvida por tecidos saudáveis. Para este fim, a verificação constante dos parâmetros do **LINAC** é essencial, especialmente durante as fases de instalação e manutenção (*commissioning*).

O presente trabalho teve como objetivo avaliar as capacidades do sistema de deteção multidetetor PTW Octavius 4D, em comparação com o Sun Nuclear IC Profiler, no âmbito dos testes de controlo de qualidade para o Varian Halcyon. Foram realizadas medições detalhadas do débito de dose ao isocentro e dos perfis de dose com a rotação da *gantry*, permitindo a análise da constância dos parâmetros de simetria e *unflatness*. Adicionalmente, foi efetuada uma análise gama entre os dois sistemas e comparações com perfis de dose de referência obtidos através de um fantoma de água.

Os resultados mostram que o PTW Octavius 4D proporciona medições precisas e consistentes, demonstrando maior flexibilidade e eficiência operacional face ao IC Profiler. A sua utilização na execução de testes de controlo de qualidade revela-se eficaz, reduzindo o tempo de preparação e simplificando os procedimentos. Estes resultados sugerem que o Octavius 4D pode ser uma alternativa viável ao fantoma de água em controlos regulares, especialmente após a manutenção do **LINAC**.

Palavras-chave: Acelerador Linear, Controlo de Qualidade, Dose de Radiação, Intercomparação de sistemas Multidetetores

ABSTRACT

Radiotherapy plays a vital role in the contemporary approach to cancer treatment, providing an effective and increasingly less invasive alternative. At the core of this treatment are medical linear accelerators, devices capable of generating high-energy radiation and designed for use in external beam radiotherapy. The Varian Halcyon linear accelerator ([LINAC](#)) stands out as a key component of this technology, being increasingly used for its improved workflow efficiency without compromising patient safety and comfort, while maintaining treatment effectiveness. In this context, it is crucial to ensure that the administered radiation dose precisely matches the planned dose, ensuring treatment accuracy and minimizing the exposure of healthy tissues. To achieve this, constant verification of [LINAC](#) parameters is essential, particularly during installation and maintenance phases (*commissioning*).

This study aims to evaluate the capabilities of the PTW Octavius 4D multidetector system in comparison with the Sun Nuclear IC Profiler, in the context of quality assurance tests for the Varian Halcyon. Detailed measurements of dose rate at the isocenter and dose profiles with *gantry* rotation were performed, enabling the analysis of parameters such as symmetry and *unflatness*. Additionally, a gamma analysis was conducted between the two systems and compared with reference dose profiles measured using a water phantom.

The results show that the PTW Octavius 4D provides accurate and consistent measurements, demonstrating greater flexibility and operational efficiency compared to the IC Profiler. Its use in quality assurance tests proves effective, reducing preparation time and simplifying procedures. These results suggest that the Octavius 4D could be a viable alternative to the water phantom for routine checks, especially after [LINAC](#) maintenance.

Keywords: Linear Accelerator, Quality Control, Radiation Dose, Intercomparison of Multidetector Systems

ÍNDICE

Índice de Figuras	vii
Índice de Tabelas	ix
Siglas	x
1 Introdução	1
1.1 Objetivo e Relevância	1
1.1.1 Resumo da Tese	1
1.2 Conceitos Teóricos	2
1.2.1 Tipo de Radiação	2
1.2.2 Interação da Radiação com a Matéria	2
1.2.3 Produção de raios-X	4
1.2.4 Radiação	4
2 Equipamento	6
2.1 Aceleradores Lineares	6
2.1.1 Acelerador Linear Varian Halcyon	8
2.2 Detetores de Radiação	10
2.2.1 Multidetetores Sun Nuclear IC Profiler e PTW Octavius 4D	11
2.3 Estado da Arte	12
3 Procedimento	14
3.1 Análise Gama	16
3.2 Sun Nuclear IC Profiler	17
3.3 PTW Octavius 4D	19
4 Resultados e Discussão	21
4.1 Parâmetros de dimensão de campo útil, simetria e <i>unflatness</i> do campo	21
4.2 Constância do débito em função do ângulo da <i>gantry</i>	24

4.3	Análise gama	26
4.4	Análise tridimensional	31
5	Conclusão	35
5.1	Conclusões	35
5.2	Perspetivas Futuras	36
	Bibliografia	38
	Apêndices	
A	Gráficos de análise gama e perfis de dose 3D	41

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1	Tipos de interação dominantes como função do número atômico Z e da energia de radiação do fóton. Adaptado de [3].	3
2.1	Diagrama de um LINAC médico convencional. Adaptado de [5].	7
2.2	Componentes do LINAC. Adaptado de [8].	8
2.3	Diferença do perfil de dose entre um feixe de fótons que passa por um filtro de homogeneidade e um feixe de fótons que atravessa apenas por uma folha de chumbo. Adaptado de [10].	9
2.4	Esquema representativo do sistema Halcyon. Adaptado de [12].	10
2.5	Esquema de uma câmara de ionização cilíndrica (Farmer), utilizada na dosimetria de radiações em radioterapia. Adaptado de [5].	11
2.6	Detetor IC Profiler do fabricante Sun Nuclear.	12
2.7	Detetor Octavius 1500 e sistema modular Octavius 4D do fabricante PTW.	12
3.1	Perfil de dose e parâmetros relevantes. Adaptado de [10].	14
3.2	Fantoma de água PTW BeamScan inserido na gantry do acelerador Varian Halcyon.	15
3.3	Esquema representativo do índice gama em 1D. Os círculos preenchidos representam as doses D_m aceitáveis. Adaptado de [25].	16
3.4	Algumas etapas do procedimento para as medições com o IC Profiler. Pormenor do processo de alinhar as marcas luminosas com os eixos do IC Profiler (à esquerda) e posicionamento do IC Profiler com SSD de 90 cm e profundidade de 5 cm (à direita).	18
3.5	Posicionamento do IC Profiler com profundidade de 5 cm e gantry a 90°	19
3.6	Multidetetor PTW Octavius colocado na unidade modular 4D e inserido na gantry.	20
4.1	Comparação dos desvios entre os multidetetores dos parâmetros de simetria e <i>unflatness</i> apresentados na 4.2.	24

4.2	Comparação de perfis de dose obtidos com o IC Profiler e com dimensão de campo $28 \times 28 \text{ cm}^2$ a diferentes ângulos da <i>gantry</i>	25
4.3	Comparação de perfis de dose obtidos com o Octavius e com dimensão de campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$ a diferentes ângulos da <i>gantry</i>	25
4.4	Análise gama, a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do IC Profiler e da referência, para uma profundidade de 1,4 cm e diferentes dimensões de campo.	27
4.5	Análise gama, a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do Octavius e da referência, para uma profundidade de 5 cm e diferentes dimensões de campo.	28
4.6	Análise gama na direção <i>crossline</i> , a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do Octavius e do IC Profiler, para uma profundidade de 5 cm e diferentes dimensões de campo.	29
4.7	Análise gama na direção <i>inline</i> , a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do Octavius e do IC Profiler, para uma profundidade de 5 cm e diferentes dimensões de campo.	30
4.8	Análise tridimensional da diferença de dose medida, entre o IC Profiler e o PTW Octavius, apenas em coordenadas com valores reais do IC Profiler. . .	31
4.9	Análise tridimensional da diferença de dose medida, entre o IC Profiler e o PTW Octavius, tendo em conta a matriz completa interpolada do IC Profiler. . .	32
4.10	Análise gama bidimensional entre o IC Profiler e o PTW Octavius, considerando todas as coordenadas das matrizes.	33
A.1	Análise gama, a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do IC Profiler e da referência, para uma profundidade de 5 cm e diferentes dimensões de campo.	42
A.2	Análise gama, a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do IC Profiler e da referência, para uma profundidade de 10 cm e diferentes dimensões de campo.	43
A.3	Perfis de dose tridimensionais medidos pelo Octavius a diferentes dimensões de campo.	44
A.4	Perfis de dose tridimensionais medidos pelo IC Profiler a diferentes dimensões de campo.	45

ÍNDICE DE TABELAS

4.1	Dimensão de campo útil na direção do x (<i>crossline</i>) dos perfis de dose de referência, do IC Profiler e do Octavius.	21
4.2	Simetria, <i>unflatness</i> e respectivos desvios em relação à referência obtidos com SSD de 90 cm e <i>gantry</i> a 0°, para diferentes dimensões de campo, profundidades e multidetetores.	22
4.3	Comparação entre simetria e <i>unflatness</i> obtidos com os dois detetores, SSD de 90 cm e <i>gantry</i> a 0°, para diferentes dimensões de campo e profundidade de 5 cm.	22
4.4	<i>Unflatness</i> para diferentes dimensões de campo obtidos com o fantoma de água.	23
4.5	Variação do <i>output</i> com a rotação da <i>gantry</i> para o IC Profiler (dimensão de campo de 28x28 cm ²) e para o Octavius (dimensão de campo de 20x20 cm ²), nas direções <i>crossline</i> e <i>inline</i>	24
4.6	Variação do <i>output</i> com a rotação da <i>gantry</i> para o IC Profiler e para o Octavius dentro do campo útil, nas direções <i>crossline</i> e <i>inline</i>	26
4.7	Análise gama entre cada um dos sistemas multidetetores e a referência, para diferentes dimensões de campo, profundidade e percentagem de dimensão de campo onde é calculado.	28
4.8	Análise gama entre os sistemas Octavius e IC Profiler, para diferentes dimensões de campo e percentagem de dimensão de campo onde é calculado.	29
4.9	Percentagem de pontos que têm diferenças de dose (entre o IC Profiler e o PTW Octavius) aceitáveis conforme o critério de 3% definido, para diferentes dimensões de campo e considerando apenas coordenadas com valores reais.	32
4.10	Análise gama bidimensional, entre perfis de dose do IC Profiler e o PTW Octavius, para uma profundidade de 5 cm e diferentes dimensões de campo.	34

SIGLAS

1DWS	<i>One Dimensional Water Scanner (p. 13)</i>
CBCT	<i>Cone Beam Computed Tomography (p. 9)</i>
DTA	<i>Distance To Agreement (p. 16)</i>
FFF	<i>Flattening-filter-free (pp. 8, 17)</i>
IMRT	<i>Intensity-Modulated Radiation Therapy (p. 9)</i>
LINAC	<i>Linear Accelerator (pp. iii, iv, 1, 2, 8, 11–13, 18, 35)</i>
MLC	<i>Multileaf Collimator (pp. 7, 8, 36)</i>
MU	<i>Monitor Units (pp. 17, 18)</i>
ODI	<i>Optic Distance Indicator (p. 10)</i>
PDD	<i>Percentange depth dose (pp. 13, 17)</i>
RF	<i>Radio-frequência (p. 6)</i>
SAD	<i>Source Axis Distance (p. 17)</i>
SSD	<i>Source Surface Distance (pp. vii, ix, 10, 17–19, 22)</i>
VMAT	<i>Volumetric Modulated Arc Therapy (p. 9)</i>

INTRODUÇÃO

1.1 Objetivo e Relevância

Durante a instalação do [LINAC](#) Varian Halcyon, no Serviço de Radioterapia do Centro Clínico SAMS, foram realizados testes de aceitação do seu feixe de radiação para avaliação com referências do fabricante, mediante a utilização da matriz de câmaras de ionização Sun Nuclear IC Profiler e um fantoma de água. Foram obtidas referências dosimétricas para a implementação do atual programa de garantia de qualidade.

Este estudo propõe a intercomparação de perfis de dose fornecidos pela marca aquando instalação do acelerador e de perfis adquiridos in loco com equipamento de controlo de qualidade. Para este efeito, serão investigadas as funcionalidades do sistema de deteção múltipla PTW Octavius 4D, a fim de avaliar a sua adaptabilidade em comparação com o sistema prévio de deteção Sun Nuclear IC Profiler. Adicionalmente, pretende-se avaliar as capacidades destes dois equipamentos em realizar os testes de qualidade anuais, que até à data são realizados por um fantoma de água PTW BeamScan. Este estudo revela-se importante no aumento da eficácia e na melhoria do controlo de qualidade deste acelerador, de forma a garantir um aumento da velocidade deste processo e na segurança dos tratamentos médicos por este realizados.

O trabalho de investigação descrito nesta dissertação foi realizado de acordo com as normas estabelecidas no código de ética da Universidade Nova de Lisboa. O trabalho descrito e o material apresentado nesta dissertação, com as exceções claramente indicadas, constituem trabalho original realizado pela autora.

1.1.1 Resumo da Tese

Neste capítulo 1 encontra-se uma introdução relativa aos conceitos mais relevantes, necessários para uma melhor compreensão dos métodos e resultados apresentados. No segundo capítulo tem-se uma breve descrição do funcionamento dos aceleradores lineares, que se desenvolve para o estudo aprofundado do acelerador linear Varian Halcyon, bem como o estado da arte. Antes de iniciarmos o estudo de comparação dos dois multidetetores é necessário compreender os diferentes parâmetros que vão ser analisados, o

que é explicado no capítulo 3. Ainda neste capítulo é explicado todo o processo para a realização das medidas necessárias. No capítulo 4 é efetuada a análise dos ensaios destes dois sistemas no contexto do controlo de qualidade do acelerador Varian Halcyon e é realizada a discussão dos resultados obtidos. Por fim, no capítulo 5, são apresentadas conclusões.

1.2 Conceitos Teóricos

A radioterapia é um tratamento médico que faz uso da radiação eletromagnética ou de partículas pesadas para destruir células e tecidos cancerígenos. Para uma melhor compreensão sobre a forma como esta terapia realmente funciona, é importante perceber os fundamentos que estão na sua base, incluindo os princípios essenciais de funcionamento do LINAC. Estes equipamentos geram radiação de alta energia, o que constitui a base da radioterapia externa, na qual a fonte de radiação se encontra a uma certa distância do paciente. Por outro lado, na Braquiterapia, outro tipo de radioterapia, recorre-se a fontes radioativas seladas que são inseridas temporária ou permanentemente dentro ou próximo ao tumor.

1.2.1 Tipo de Radiação

A radiação pode ser classificada em duas categorias principais, dependendo da sua capacidade de ionizar a matéria: não ionizante e ionizante. Esta última pode ainda ser dividida em radiação diretamente ionizante ou indiretamente ionizante.

A radiação essencialmente constituída por partículas carregadas (como sejam eletrões, prótons, partículas α ou iões pesados) é classificada como radiação ionizante direta, e tal significa que as partículas possuem energia cinética suficiente para perturbar diretamente a estrutura atómica das substâncias pelas quais passam, resultando em danos químicos e biológicos nas moléculas.

Por outro lado, a radiação eletromagnética, como a radiação X ou radiação gama, é considerada ionizante indireta, pois em vez de causar danos diretos, o fóton incidente origina a ejeção de uma partícula carregada (eletrão ou positrão), e é esta partícula que deposita uma parte ou totalidade da energia através de interações diretas com os eletrões das orbitais dos átomos no meio. [2]

1.2.2 Interação da Radiação com a Matéria

Ambas as radiações ionizantes são amplamente utilizadas no diagnóstico e tratamento de doenças malignas. Contudo, as radiações ionizantes de interesse, aquando uso de aceleradores lineares, incluem os raios X, o que se deve à natureza das suas ondas, à ausência de carga elétrica e de massa em repouso, o que lhes permite atravessar longas distâncias no tecido que estão a penetrar antes de realizar qualquer interação.

Os efeitos biológicos da radiação são então originados quando a radiação ionizante interage com um tecido e deixa uma certa energia. Os fótons ao passar pela matéria podem transferir parte ou a totalidade desta energia por três processos principais concorrentes: absorção fotoelétrica, dispersão de Compton e produção de pares (ver na figura 1.1). A ocorrência destes três processos está dependente do meio, do tipo de partículas e da sua energia. [3]

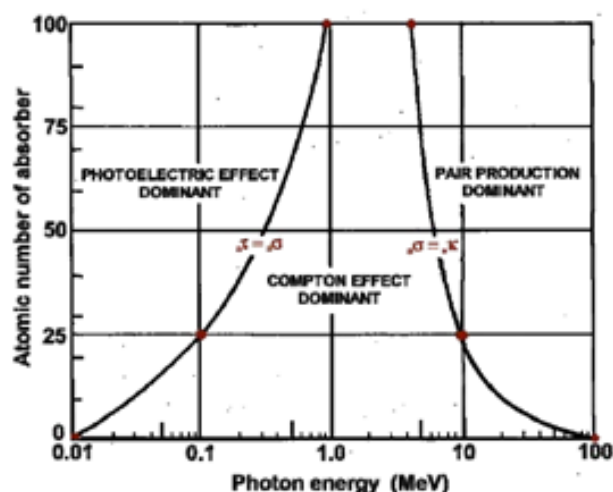


Figura 1.1: Tipos de interação dominantes como função do número atômico Z e da energia de radiação do fóton. Adaptado de [3].

Na absorção fotoelétrica, o fóton interage com um elétron ligado numa camada interna do átomo do meio absorvente e transfere toda a sua energia para o elétron, ejetando-o do átomo. O fóton incidente desaparece e a energia transferida é utilizada para superar a energia de ligação do elétron, e a restante aparece como energia cinética do fotoeletrão resultante. O fotoeletrão ejetado percorre uma certa distância dentro do absorvedor e perde a sua energia através de ionizações secundárias. Desta forma, toda a energia do fóton incidente é depositada no tecido irradiado. O efeito fotoelétrico é o mecanismo dominante de transferência de energia para fótons de raios X e gama com energias abaixo de 50 keV em tecidos biológicos, mas é muito menos relevante em energias mais altas.

O Efeito de Compton ocorre quando o fóton incidente interage com um elétron de uma órbita externa, cuja energia de ligação é muito baixa em comparação com a do fóton incidente. Nesta interação, o fóton transfere energia para o elétron, causando a sua ejeção do átomo. O fóton, por sua vez, é disperso com o restante da energia original em uma direção diferente daquela do fóton incidente. Assim, a dispersão de Compton causa ionização do átomo absorvente devido à perda de um elétron. O elétron disperso percorre uma certa distância na matéria e eventualmente perde energia por meio de eventos adicionais de ionização e excitação, tornando-se parte do material. A probabilidade desta dispersão de Compton diminui com o aumento da energia do fóton. Este é o principal mecanismo de absorção para raios X e raios gama na faixa de energia intermediária de 100 keV a 10 MeV.

Sendo esta a faixa da radiação terapêutica.

Em energias muito elevadas (geralmente acima de 1,02 MeV), os fótons podem interagir com o campo eletromagnético dos núcleos atômicos, resultando no desaparecimento da radiação incidente e na criação de um par elétron-positrão, sendo esta última a antipartícula do elétron (possui a mesma massa, mas tem uma carga positiva igual em intensidade à carga negativa do elétron). As partículas com cargas opostas são emitidas em direções opostas uma à outra e causam danos como partículas de carga secundária, sendo que o positrão possui uma vida útil muito curta e, no final da sua trajetória, combina-se com um elétron livre. A massa total dessas duas partículas é então convertida em dois fótons gama, cada um com energia de 0,511 MeV, emitidos em direções opostas.

A interação da radiação ionizante com a matéria desencadeia efeitos biológicos, principalmente causados por danos no DNA, que é considerado o componente mais crítico dentro da célula. Entretanto, além do DNA, existem outros componentes celulares que, quando danificados pela radiação, podem desencadear processos levando à morte celular. [4]

É ainda importante distinguir entre energia incidente, energia transferida e energia depositada. A energia incidente representa a quantidade inicial de energia transportada pelo feixe de radiação. À medida que a radiação interage com o tecido, ocorre a transferência de energia para os átomos e moléculas do meio, desencadeando os processos de ionização e excitação. Esta energia transferida é crucial para os efeitos biológicos desejados no tratamento do cancro. Por fim, a energia depositada é a quantidade total de energia efetivamente absorvida pelo tecido-alvo, sendo o fator determinante para o sucesso do tratamento. A capacidade de controlar e otimizar esses processos é fundamental para garantir a eficácia do tratamento, danificando seletivamente as células cancerígenas enquanto minimiza os efeitos sobre os tecidos saudáveis circundantes.

1.2.3 Produção de raios-X

Num acelerador linear, a produção da radiação X, que posteriormente interage com os tecidos biológicos, envolve o bombardeamento de um alvo metálico denso através de elétrons. A densidade deste alvo torna-se importante na medida que uma maior densidade representa uma secção eficaz das interações eletromagnéticas mais elevada, levando a uma maior produção de raios-x.

Estes elétrons sofrem colisões complexas e processos de dispersão durante o processo, resultando na emissão de *Bremsstrahlung*. Um processo que poderia ser concorrente com esta emissão de *Bremsstrahlung* é a emissão de raios-x característicos, porém esta apenas é significativa para energias menores. [5, 6]

1.2.4 Radiação

Os efeitos da radiação são influenciados pela dose, velocidade com que é administrada (taxa de dose), fracionamento, tipo de radiação e o tipo específico de célula ou tecido

envolvido. A dose de radiação depende do volume do tecido a ser irradiado e a toxicidade expectável dos tecidos normais envolventes, atendendo à tolerância dos órgãos de risco. Portanto, são realizadas medidas precisas, que podem incluir a avaliação da exposição ou a quantificação da dose absorvida. A exposição é a quantidade de radiação incidente no tecido, enquanto a dose absorvida refere-se à relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido. Esta última, a dose absorvida, é geralmente expressa em gray (Gy), onde 1 Gy corresponde à absorção de 1 joule de energia por quilograma de tecido, e é particularmente relevante para compreender o efeito real da radiação nos tecidos e na progressão do tratamento.

EQUIPAMENTO

2.1 Aceleradores Lineares

Acima de energias de 300 KeV, torna-se pouco prático utilizar geradores de raios-X de alta voltagem baseados em transformadores, e portanto revela-se necessário usar outro método para acelerar elétrons. Surge então o acelerador linear, que, quando dedicado à radioterapia, acelera partículas carregadas, essencialmente elétrons, com energias dos 4 a 25 MeV, mediante a aplicação de campos eletromagnéticos de radiofrequência sincronizados. [5, 7]

O objetivo destes aceleradores é produzir um feixe de elétrons estável, monoenergético e de alta corrente, que é concentrado num pequeno ponto focal, permitindo a produção de um feixe de raios-x focado. A produção e aceleração dos elétrons ocorre num sistema que se pode dividir por várias componentes principais (ver na figura 2.1).

O sistema de injeção é a fonte inicial de elétrons, consistindo principalmente num acelerador eletrostático, designado canhão de elétrons. Este sistema gera elétrons termionicamente, os quais são focalizados e acelerados em direção ao tubo de aceleração.

O sistema gerador de potência, seja do tipo *magnetron* ou do tipo *klystron*, produz a radiação de radiofrequência (RF) usada para acelerar os elétrons, e é composto por uma fonte de potência RF e um modulador de pulsos. As ondas são pulsadas para o guia de ondas de forma sincronizada com a produção dos elétrons no canhão.

O guia de ondas trata-se de uma estrutura metálica, geralmente em formato retangular ou circular, onde é transmitida a potência RF do gerador até ao tubo de aceleração, permitindo desta forma a aceleração dos elétrons por meio dos campos RF de alta potência. No interior do tubo de aceleração colocam-se estruturas isolantes entre as cavidades, de forma que os elétrons ganhem energia de forma controlada para serem acelerados a níveis úteis para a produção de raios-X.

Para além destes componentes, são ainda necessárias diversas componentes auxiliares, como o sistema de vácuo (cuja função é produzir e manter o vácuo no interior do tubo de aceleração e impedir a interação dos elétrons com outras partículas ao longo da sua trajetória), o sistema de arrefecimento, o sistema hidráulico de pressão (opcional para

movimentos hidráulicos) e a própria blindagem contra a radiação de fuga. Para aceleradores que operam a energias superiores a 6 MeV, nos quais o tubo de aceleração é mais longo, é necessário ainda um sistema de encurvamento magnético (*bending magnet*) do feixe de forma que o feixe de elétrons execute uma trajetória de 90° ou 270°, para atingir o alvo.

Os fótons de radiação X são produzidos por efeito de *Bremsstrahlung* quando os elétrons de alta energia, provenientes do tubo de aceleração, colidem com um alvo, geralmente de tungstênio. O feixe gerado sai em forma de gota com maior energia no centro do que nos lados, passando depois por um filtro aplanador. Por fim, nos aceleradores modernos, a colimação do feixe de fótons é realizada por um conjunto de colimadores primários, secundários, bem como colimadores multilâminas (MLC).

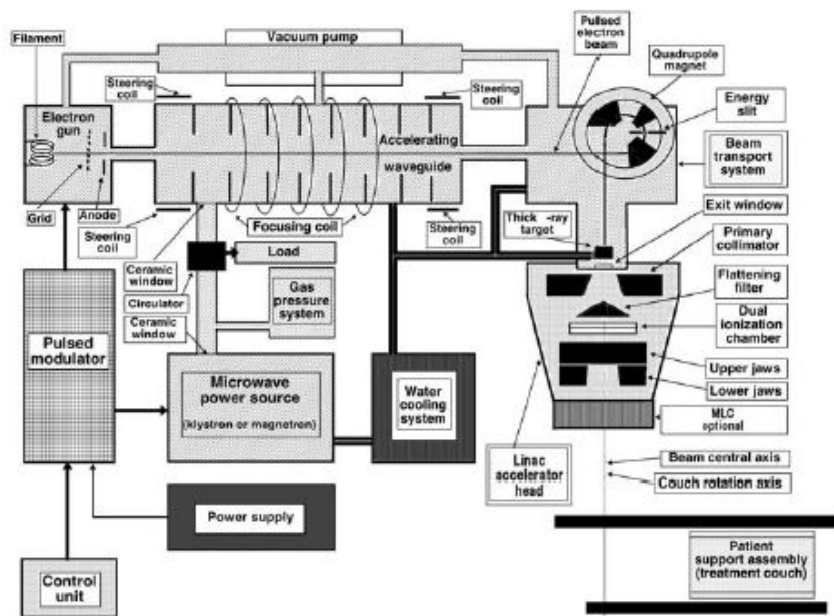


Figura 2.1: Diagrama de um LINAC médico convencional. Adaptado de [5].

Os aceleradores lineares são instalados em torno de um isocentro, e os sistemas operacionais encontram-se distribuídos por cinco secções principais e distintas do equipamento: *gantry*, *stand*, modulador, mesa de tratamento e consola de controlo (ver na figura 2.2).

1. A *gantry* trata-se da estrutura em forma de anel onde está localizado o braço do acelerador linear. Este braço pode girar em torno do paciente para direcionar o feixe de radiação para o local exato do tratamento.
2. O *stand* (ou estrutura de suporte) refere-se à base ou estrutura de apoio do acelerador linear. Este componente fornece suporte e estabilidade para o funcionamento adequado do equipamento.

3. O modulador é responsável pelo controlo e modulação da energia do feixe de radiação emitido pelo acelerador linear, garantindo que a intensidade e a energia do feixe de radiação sejam ajustadas de acordo com o plano de tratamento específico para o paciente.
4. A mesa de tratamento é a superfície onde o paciente é posicionado para receber o tratamento. Pode ser movida e ajustada para posicionar o paciente de forma precisa, garantindo que a área alvo receba a radiação no ângulo e na posição corretos.
5. Por fim, a consola de controlo, a partir da qual se estabelece a interface com o acelerador linear. É a partir daqui que os profissionais de saúde operam o equipamento, inserem os parâmetros do tratamento, monitoram o progresso e ajustam as configurações para garantir que o tratamento seja administrado conforme o planeado.

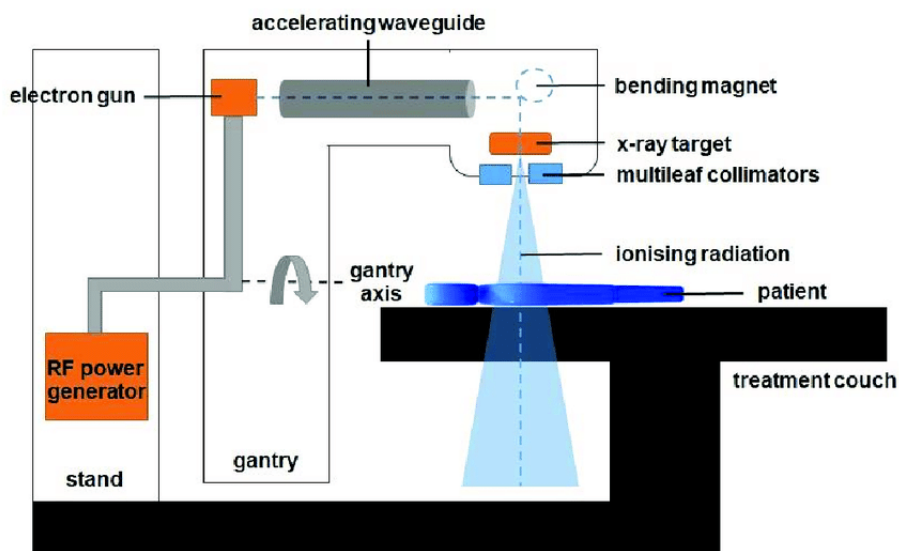


Figura 2.2: Componentes do LINAC. Adaptado de [8].

2.1.1 Acelerador Linear Varian Halcyon

O acelerador em estudo, contudo, tem algumas particularidades face ao acelerador linear convencional (ver na figura 2.4).

O feixe de fótons fornecido pelo LINAC Varian Halcyon é um feixe *flattening-filter-free* (FFF) (diferença na figura 2.3), possuindo apenas um folha de chumbo de modo a travar as partículas de menor energia. O feixe é modulado através de um sistema MLC duplo, que permite adaptar a dose de radiação no volume alvo, bem como modular de forma mais eficaz e rápida a sua forma. O sistema duplo de MLC favorece ainda o bloqueio da radiação entre as lâminas, devido à sua interdigitação, reduzindo a fuga de radiação. [9]

Devido à menor energia de aceleração, cerca de 6 MeV, o acelerador Halcyon possui um tubo de aceleração de menores dimensões, e direcionado no sentido do isocentro, dispensando desta forma a necessidade do *bending magnet*.

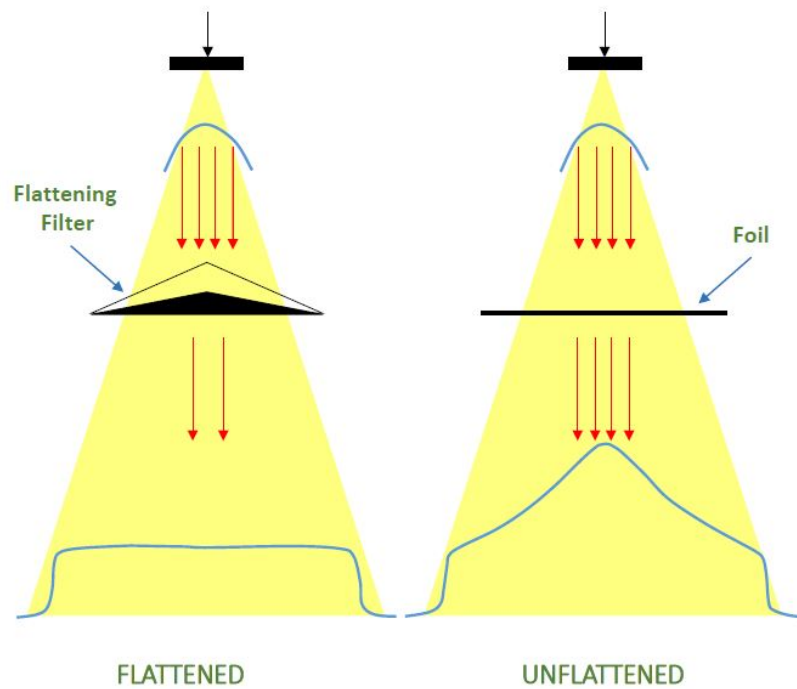


Figura 2.3: Diferença do perfil de dose entre um feixe de fótons que passa por um filtro de homogeneidade e um feixe de fótons que atravessa apenas por uma folha de chumbo. Adaptado de [10].

Por outro lado, tratando-se de um equipamento construído em forma de anel, permite uma velocidade elevada de rotação da *gantry* e uma enorme precisão geométrica no seu posicionamento, muito semelhante aos equipamentos de tomografia.

Previamente ao tratamento é obtida uma imagem tridimensional e detalhada da anatomia do paciente pelo sistema de tomografia computadorizada de feixe largo (CBCT). Este sistema que incorpora uma âmpola de raios-X realiza uma rotação completa em torno do paciente, sendo que a imagem obtida fornece detalhes mais finos da anatomia, sendo especialmente úteis para identificar estruturas anatómicas do corpo do doente.

Por forma a limitar a transmissão do feixe primário produzido pelo equipamento às barreiras de proteção, este equipamento está equipado com um *beam stopper*, o que resulta numa redução significativa da espessura das barreiras de proteção e, por conseguinte, nos custos de construção da sala de tratamento. [11]

O Halcyon possui dois modos de tratamento: o modo **IMRT**, que modula a intensidade do feixe em múltiplos feixes mais pequenos, emitindo radiação em determinadas posições da *gantry* e com uma velocidade de rotação até 4 vezes mais rápida que a convencional; e o modo **VMAT**, na qual a *gantry* gira em torno do paciente enquanto o feixe de radiação é continuamente ajustado em intensidade e forma. Este modo permite uma velocidade de rotação até 2 vezes mais rápida que o convencional.

Neste acelerador, a mesa do paciente já não é tão versátil, uma vez que apenas possui

os movimentos de translação (vertical, lateral e longitudinal), enquanto outros aceleradores convencionais possuem 3 movimentos de rotação (*pitch*, *rol* e *yaw*) para além dos movimentos de translação, melhorando significativamente o tratamento de tumores em zonas mais críticas, tais como o cérebro.

Outra característica deste equipamento é a ausência total de feixes de eletrões para realizar tratamentos, muito embora seja possível utilizar o feixe de fótons com recurso a bólus no tratamento de tumores mais superficiais.

Este acelerador já não inclui a tradicional luz de campo, ou o indicador de distância óptica (ODI), e nem tão pouco os lasers internos para indicação do isocentro. A verificação da distância entre a fonte e a superfície (SSD) ou a correspondência com o isocentro pode ser realizada adquirindo imagens ortogonais de megavoltagem. Apenas o laser externo é fornecido para posicionar os pacientes na mesa. [11]

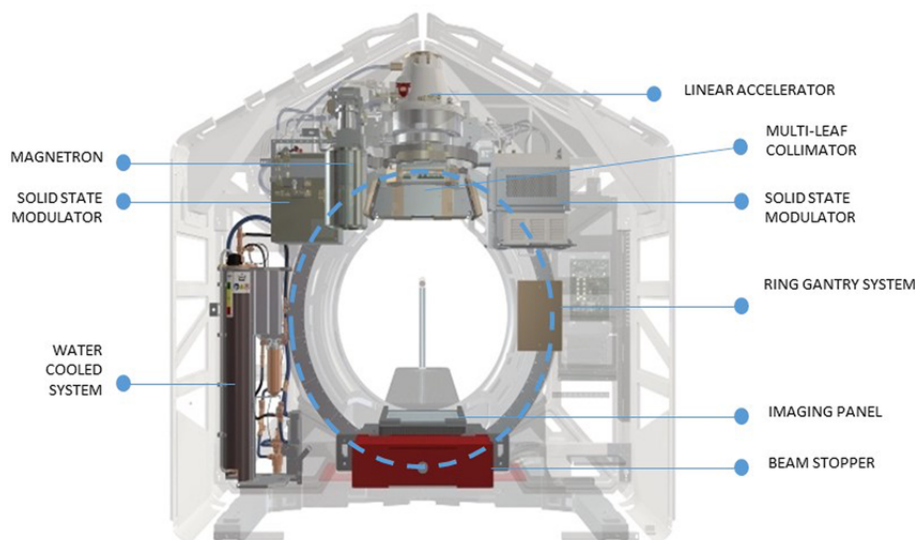


Figura 2.4: Esquema representativo do sistema Halcyon. Adaptado de [12].

2.2 Detetores de Radiação

Um detector de radiação é um dispositivo que, quando colocado num meio onde exista um campo de radiação, é capaz de produzir uma resposta face à sua presença. Para medir as características da radiação existem vários processos pelos quais a radiação interage com o material utilizado na sua deteção.

Neste trabalho, daremos foco às câmaras de ionização, presentes nos multidetetores que iremos analisar (ver na figura 2.5). A ionização ocorre quando a radiação interage com o ar que está contido no interior da câmara, resultando na formação de iões e eletrões livres. [13]

Através da aplicação de uma tensão de polarização aplicada aos dois elétrodos, é criado no interior da câmara um campo elétrico. Isto faz com que as cargas elétricas libertadas pela interação da radiação com o meio sejam direcionadas para os elétrodos de sinal

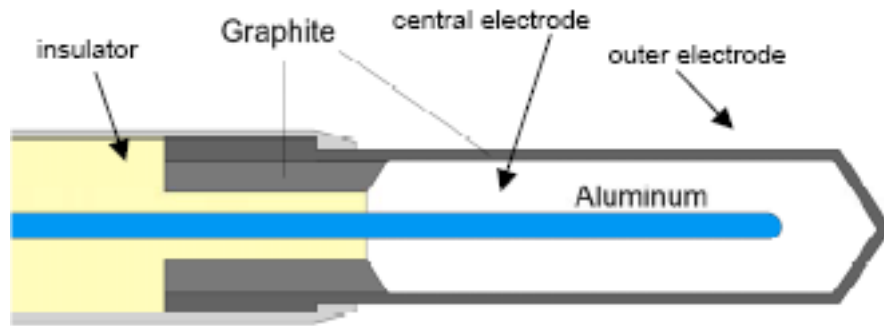


Figura 2.5: Esquema de uma câmara de ionização cilíndrica (Farmer), utilizada na dosimetria de radiações em radioterapia. Adaptado de [5].

oposto, criando uma corrente elétrica, que pode ser medida por um eletrômetro. Esta corrente, por sua vez, é proporcional à dose de radiação.

O campo elétrico necessita de ser suficientemente forte para evitar a recombinação de pares de iões, o que diminuiria a corrente dos iões. Além disso, a acumulação de iões positivos é impedida pela sua recombinação com os eletrões quando alcançam o cátodo. Este modo de operação da câmara de ionização é denominado de "modo de corrente", indicando que o sinal de saída é uma corrente contínua e proporcional ao sinal recolhido, e não um pulso, como acontece no caso do tubo *Geiger-Müller*.

Em função da sua grande estabilidade ao longo do tempo as câmaras de ionização são muito utilizadas também como instrumentos de referência para calibração, pois eliminam a necessidade de recalibrações frequentes.

Quando se produz uma matriz de câmaras de ionização estamos perante um multidetector, sendo que esta matriz permite a captura de múltiplas leituras em várias posições ao longo da área de interesse, resultando numa medição da distribuição espacial da dose de radiação, o que é crucial para garantir que a dose será administrada conforme o planeado durante o tratamento.

2.2.1 Multidetetores Sun Nuclear IC Profiler e PTW Octavius 4D

Ambos os sistemas são desenhados para a medição de distribuição da dose e para a comparação dos dados medidos com os dados calculados pelo sistema de planeamento de tratamento, procedimentos de controlo de qualidade e medições após reparação ou substituição dos principais componentes do LINAC.

O detector Sun Nuclear IC Profiler (ver na figura 2.6) consiste num conjunto de quatro matrizes co-planares, totalizando 251 câmaras de ionização ventiladas separadas, permitindo medições simultâneas no eixo axial-y, no eixo transversal-x, bem como nas duas diagonais positiva e negativa. No eixo axial e transversal os detetores estão espaçados de 5 mm, e nas direções das diagonais por 7,07 mm. O IC Profiler consegue realizar medidas de alta precisão em tempo real de feixes de radiação de fótons e de eletrões. O detector em estudo faz uso do software Sun Nuclear SunCHECK.



Figura 2.6: Detetor IC Profiler do fabricante Sun Nuclear.

O detetor OCTAVIUS (ver na figura 2.7) é uma matriz de detectores bidimensional com 1405 câmaras de ionização abertas ao ar, espaçadas de 10 mm nas direções axial e transversal e de 14,14 mm nas direções diagonais. No caso do detetor OCTAVIUS 4D em estudo usamos uma unidade de rotação. Esta unidade de rotação trata-se de um fantoma cilíndrico com uma ranhura para inserção da matriz. O mecanismo integrado permite a rotação do cilindro, garantido a incidência perpendicular do feixe de radiação sobre a matriz de detectores. O sentido da rotação e a velocidade são controlados pelo inclinómetro e pela unidade de controlo. Este inclinómetro mede o ângulo da *gantry* do LINAC e controla depois os movimentos da unidade de rotação, isto com a ajuda do software VeriSoft S070009. Os resultados da medição dos detectores são transferidos para o computador juntamente com os dados correspondentes do inclinómetro.



Figura 2.7: Detetor Octavius 1500 e sistema modular Octavius 4D do fabricante PTW.

2.3 Estado da Arte

A radioterapia tem evoluído significativamente ao longo dos anos, e a introdução do acelerador linear Varian Halcyon em 2017 representou um marco importante nesta trajetória. No entanto, no serviço de radioterapia do SAMS este equipamento foi instalado apenas em 2022. Este intervalo de tempo já evidenciou a importância de adaptar e estabelecer protocolos específicos do controlo de qualidade para o Varian Halcyon. [11]

Foram já levados a cabo vários estudos referentes aos testes de dosimetria de radiação,

analisando a estabilidade da energia, constância do débito da dose de saída, a consistência da percentagem da dose em profundidade e a constância do débito de dose em função dos ângulos da *gantry*. [14]

Existe uma concordância persistente entre estas medidas e os dados do feixe representativo fornecidos pela Varian, bem como entre diferentes institutos. O sistema de planeamento de tratamento do Varian Halcyon é denominado *Eclipse*, sendo que o utilizador não está aconselhado a realizar modificações diretas aos dados do modelo do feixe deste sistema, o que mudou o paradigma de como abordar o controlo de qualidade dos aceleradores lineares. Já o *Ethos* trata-se de uma opção mais valiosa, que permite adaptações em tempo real e durante o tratamento consoante as necessidades do paciente (radioterapia adaptativa). [15] Os planos gerados tanto pelo *Eclipse* como pelo *Ethos* permitem efetuar testes consoante as diretrizes estabelecidas em [16] e comparar e retirar conclusões acerca da calibração do Halcyon.

É importante realizar as medições com diferentes equipamentos, para concluir acerca da sua concordância. O IC Profiler é um equipamento desenvolvido especificamente para a deteção de radiação e utilização no controlo de qualidade do LINAC, enquanto que o sistema PTW Octavius é um equipamento mais polivalente, sendo que foi desenvolvido para o controlo de qualidade dos tratamentos em si, que se baseia na validação pré-tratamento dos planos de tratamento, embora seja possível utilizar igualmente no controlo de qualidade dos equipamentos.

Já foram realizados vários testes com o detetor PTW Octavius aquando colocado na unidade de rotação PTW Octavius 4D, de onde se retirou que a sua eficiência consegue ser tão elevada e com uma velocidade de deteção 40% maior quando comparada com outros detetores [17]. Contudo, esta velocidade pode comprometer a sua precisão, resultando em resultados gama inferiores e em “falsos negativos” [18]. Relativamente ao detetor Sun Nuclear IC Profiler foram realizadas experiências de forma a avaliar testes de verificação sem a necessidade de usar sistemas de *water scanning* tridimensionais. Para isto, usou-se o detetor IC Profiler nas medições de perfis de dose, em conjunto com um *scanner* de água unidimensional (1DWS) para as medições de dose em profundidade percentual (PDD). [19]

Deste modo, apesar do estudo individual destes dois detetores, a sua intercomparação direta ainda não foi realizada. Neste estudo, teremos uma variável diferente e que nos faz querer estudar em maior profundidade as capacidades do detetor PTW Octavius 4D: o detetor Sun Nuclear IC Profiler não consegue ser colocado em rotação em conjunto com a *gantry* do Halcyon no centro de radioterapia do SAMS, o que compromete a sua versatilidade e consequentemente a sua eficácia em realizar as medições necessárias para estudar o controlo de qualidade do plano de tratamento.

PROCEDIMENTO

Para alcançarmos o objetivo deste trabalho concluiu-se que a melhor maneira seria analisar e comparar perfis de dose. O perfil é uma representação gráfica da distribuição da dose em função da distância ao eixo central do feixe, medida perpendicularmente ao eixo, a uma dada profundidade. Existem três zonas relevantes (ver na figura 3.1): a região central, dependente da energia com que os elétrons colidem com o alvo, a penumbra, que se revela muito dependente do tipo de detetor usado, e a cauda, onde a dose é muito baixa e se manifesta a radiação de fuga do feixe de radiação. [20]

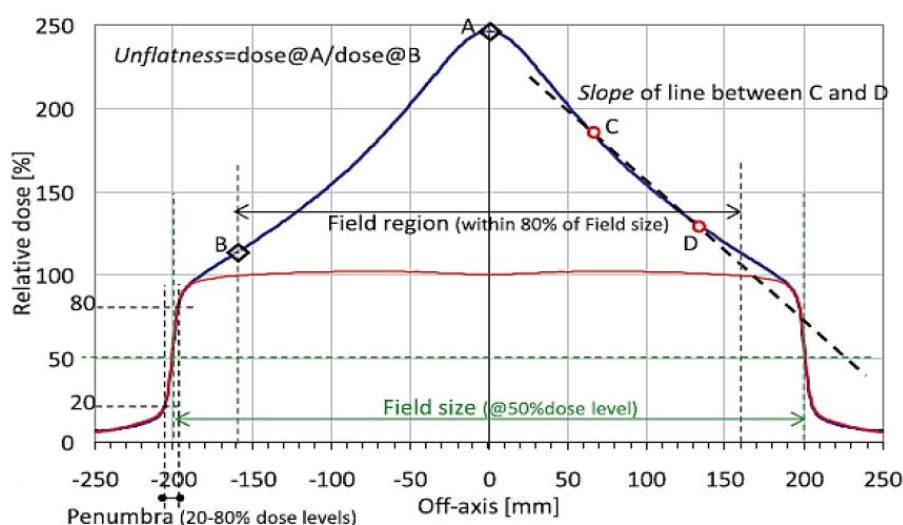


Figura 3.1: Perfil de dose e parâmetros relevantes. Adaptado de [10].

A constância do perfil é uma característica muito relevante para qualquer tratamento realizado em radioterapia, de onde podemos inferir a qualidade do feixe através das suas características. A análise realizada focou-se em dois parâmetros essenciais: simetria e desnivelamento (*unflatness*). A avaliação destes parâmetros pode seguir definições e tolerâncias estabelecidas em vários protocolos internacionais. Este trabalho seguirá o protocolo AAPM TG 198 [21], que é uma extensão do AAPM TG 142 [22], para definir as tolerâncias, e seguirá as definições estabelecidas no protocolo IEC 60976 [23].

Para verificar que os perfis de dose resultantes das medições realizadas com os dois

multidetetores em questão estão dentro dos intervalos de tolerâncias previstos é realizada uma comparação com os dados primários, definidos como referência. Estes dados são obtidos com um fantoma de água com câmara de ionização (ver na figura 3.2), durante o *commissioning*, pois permite uma elevada resolução dado que a medida da dose é realizada ponto a ponto, ou seja, este aparelho realiza um varrimento de todo o campo de radiação. A utilização de multidetetores de menor resolução quando em comparação com um tanque de água, torna-se relevante para obter uma análise quantitativa e qualitativa mais rápida, pois as câmaras de ionização constituintes dos detetores realizam as medições todas ao mesmo tempo.

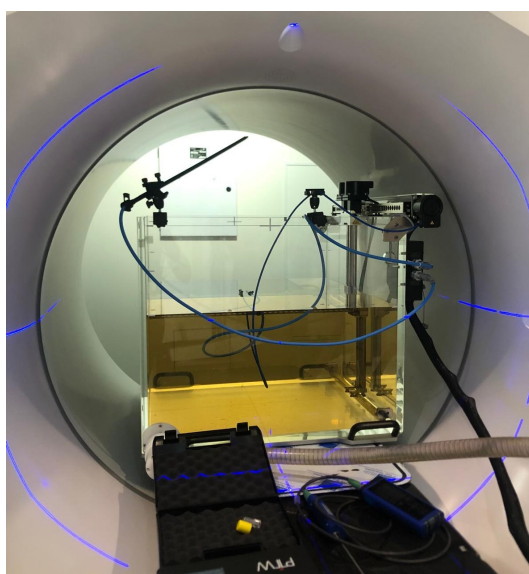


Figura 3.2: Fantoma de água PTW BeamScan inserido na gantry do acelerador Varian Halcyon.

De acordo com o protocolo foram então realizadas várias medições, com cada detetor, a diferentes dimensões de campo, conforme o recomendado. Para cada perfil de dose obtido foram medidos os parâmetros de simetria, *unflatness* e dimensão de campo real. Com isto, conseguimos concluir acerca da constância do perfil de dose. Retira-se conclusões acerca da constância do débito da dose em função da rotação da *gantry* por comparação com os valores retirados aquando a *gantry* se encontra na posição 0° . Todos estes parâmetros obtidos com ambos os multidetetores foram posteriormente comparados com os valores de referência.

Para realizar uma comparação mais detalhada, quer seja entre os dados primários e os medidos, quer seja entre os dados medidos pelos dois multidetetores, foi realizado uma análise gama (ver secção 3.1). Por fim, foi ainda realizada uma análise dos perfis do Octavius e do IC Profiler a três dimensões, de modo a retirar conclusões mais detalhadas da potencial funcionalidade de cada um.

3.1 Análise Gama

Esta análise tem como objetivo a comparação das distribuições de dose medida e de referência. [24]

Este formalismo matemático relaciona a diferença de dose num determinado ponto, na distribuição da dose de referência, D_r , com o valor esperado no mesmo ponto na distribuição de dose medida, D_m , e, também, a variação da distância entre a posição do ponto na distribuição de dose de referência, d_r , com a posição esperada deste ponto na distribuição da dose medida, d_m , através do critério *Distance To Agreement (DTA)*. O critério de diferença de dose é dado por δD (%), enquanto que o critério de DTA é dado por δd (mm), e são normalmente estabelecidos como $\delta D/\delta d$, sendo o valor mais usado $1\%/1mm$ para comparação de perfis de dose. Estes critérios podem ser representados como uma região de tolerância elipsoidal centrada em cada ponto de referência D_r . Uma determinada dose D_m tem que estar dentro desta região para ser considerada aceitável (ver na figura 3.3). [25]

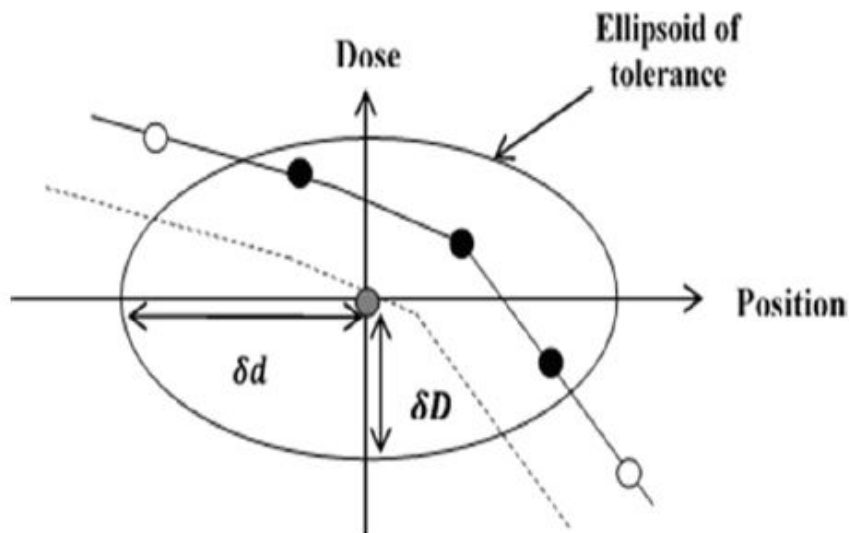


Figura 3.3: Esquema representativo do índice gama em 1D. Os círculos preenchidos representam as doses D_m aceitáveis. Adaptado de [25].

Desta forma o índice gama é definido como a distância euclidiana mínima entre as doses de referência e medida nas distribuições de dose de referência e medida, respetivamente:

$$\Gamma = \min \sqrt{\frac{(D_r - D_m)^2}{(\delta D)^2} + \frac{(d_r - d_m)^2}{(\delta d)^2}} \quad (3.1)$$

A dose medida, D_m , é aceite quando $\Gamma < 1$.

Para aplicação desta análise foi desenvolvido um programa em *python*. O código criado lê a informação das distribuições de dose, realiza a sua interpolação (para ser possível

comparar quaisquer dados), e realiza a análise gama. Este código incorpora a possibilidade de alterar o critério $\delta D/\delta d$ consoante o necessário e foi desenvolvido de modo a que nos dê como resultado o gráfico comparativo das duas distribuições com os valores do índice gama sobrepostos. Desta forma, é possível obter uma análise quantitativa da qualidade das nossas medidas, tanto em regiões que passam ou falham os critérios de aceitação. É ainda possível obter o valor da percentagem total de aceitação.

Esta análise necessita ainda que sejam analisados alguns parâmetros importantes, tal como já foi mencionado. Inicialmente, medimos a dimensão de campo útil, que é a distância entre os dois pontos da curva de isodose a 50% (tal como demonstrado na figura 3.1). Com este valor conseguimos calcular a simetria do perfil:

$$Simetria = \max\left(\frac{D(x)}{D(-x)}\right) \quad (3.2)$$

onde $D(x)$ e $D(-x)$ são doses em pontos retirados da região plana, simétricos ao eixo central. A região plana é calculada sendo 80% da dimensão de campo real. A simetria permite avaliar o correcto posicionamento dos diferentes componentes do colimador relativamente ao eixo do feixe de radiação.

Por fim, sendo que estamos perante um feixe FFF é relevante sabermos a quantidade de *unflatness*, dada por:

$$unflatness = \frac{D_{CAX}}{D_{x_{fora_d}o_eixo}} \quad (3.3)$$

sendo este valor calculado para cada metade do perfil, e depois é determinado o máximo entre os dois como resultado final. A dose a uma certa distância ao eixo central ($D_{x_{fora_d}o_eixo}$) é dada através dos valores a 80% da dimensão de campo real. A dose no CAX refere-se à máxima dose no eixo central.

3.2 Sun Nuclear IC Profiler

Para a realização das medidas necessárias e sua visualização fez-se uso da consola de controlo do Varian, onde se estabeleceu que a energia do feixe seria 6FFF e as unidades monitor (MU) iguais a 200 (este valor refere-se à quantidade de radiação administrada).

Primeiramente, o IC Profiler foi colocado na mesa de tratamento e alinhado através das marcas luminosas, fazendo-as corresponder aos eixos X e Y do detetor. A SSD foi inicialmente estabelecida para 90 cm, e retirou-se perfis de dose para diferentes distâncias fonte-eixo (SAD): distância máxima, profundidade de 5 cm e profundidade de 10 cm. A profundidade foi alcançada colocando placas de profundidade diferentes (ver na figura 3.4), sendo que temos que ter em conta os 0,9 cm de profundidade já intrínsecos do detetor. Assim, a distância máxima (onde a dose é máxima) é na realidade com uma profundidade de 1,4 cm (0,9 cm do detetor mais uma placa de profundidade de 0,5 cm, de modo a alcançar a profundidade total onde ocorre a dose máxima consoante a curva de PDD).

Para cada uma destas profundidades realizaram-se medidas para diferentes dimensões de campo: $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ e $28 \times 28 \text{ cm}^2$. As medidas com o campo $28 \times 28 \text{ cm}^2$ e para profundidade de 1,4 cm e 10 cm serão apenas para comparação com os dados de referência, pois o PTW Octavius não permite medições nem com este campo nem com estas profundidades (devido à dimensão do detetor e unidade modular onde é colocado).

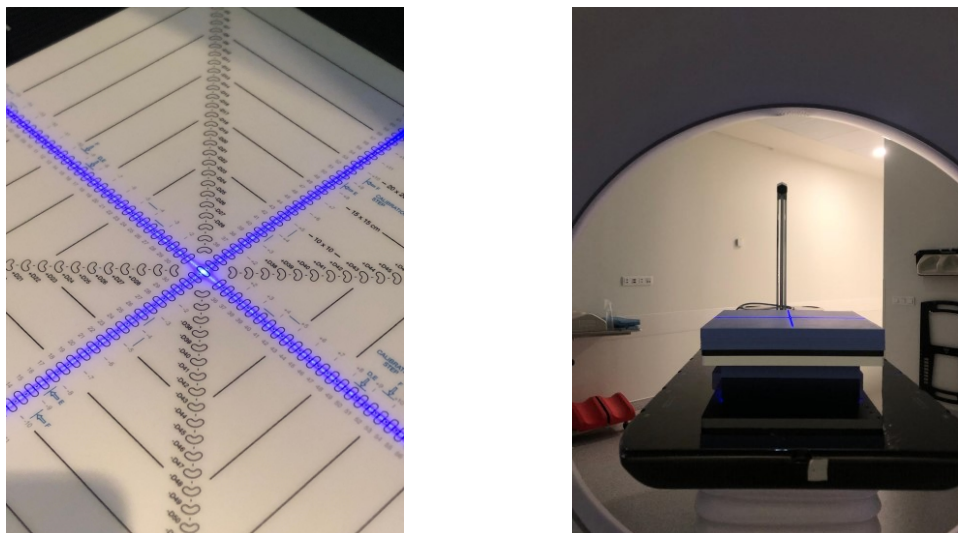


Figura 3.4: Algumas etapas do procedimento para as medições com o IC Profiler. Pormenor do processo de alinhar as marcas luminosas com os eixos do IC Profiler (à esquerda) e posicionamento do IC Profiler com SSD de 90 cm e profundidade de 5 cm (à direita).

Para além disso, realizaram-se ainda medidas para diferentes posições da *gantry*: 0° , 90° , 180° e 270° (ver na figura 3.5). Isto para verificar então se o *output* é constante quando é efectuada uma irradiação nas mesmas condições de MU , SSD e dimensão de campo.

Para viabilizar uma comparação tridimensional com as medições do PTW Octavius, que não retira só perfis de dose nos eixos X, Y e nas duas diagonais mas sim em todos os pontos da sua matriz, realizou-se medidas para diferentes valores de alinhamento do eixo X. A matriz do IC Profiler foi centrada com o feixe de radiação do LINAC em diferentes coordenadas tendo em conta a dimensão de campo (movendo o detetor para a esquerda e para a direita): para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ obteve-se perfis de dose centrados desde $(-2,0)$ a $(2,0)$, com incrementos de 1 cm na coordenada do X, para os restantes campos adotou-se a mesma estratégia, mas para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de $(-5,0)$ a $(5,0)$, para o campo $15 \times 15 \text{ cm}^2$ de $(-7,0)$ a $(7,0)$, e, por fim, para o campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$ de $(-10,0)$ a $(10,0)$. Tudo isto para uma profundidade de 5 cm e uma SSD de 95 cm, para coincidir com os perfis do PTW Octavius.

Com isto foi possível mapear os valores de dose de cada campo, tendo em conta os ficheiros de cada centro, obtendo assim um plano XY com valores de dose, semelhante ao que é gerado automaticamente pelo Octavius. Contudo, temos que ter em conta que para certas coordenadas não foi possível adquirir medições diretas. Tendo os valores

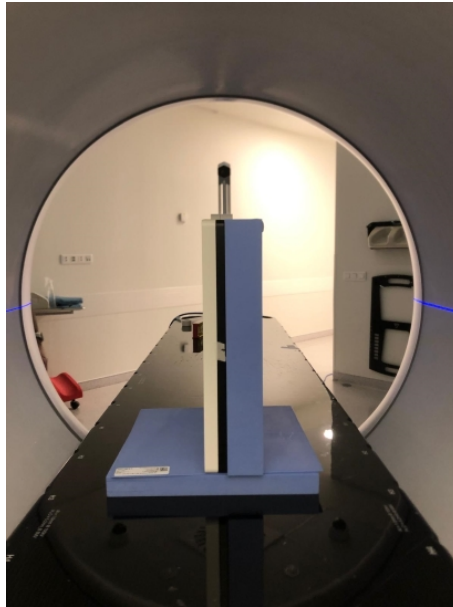


Figura 3.5: Posicionamento do IC Profiler com profundidade de 5 cm e *gantry* a 90°

mapeados realizaram-se dois tipos de análises: inicialmente, fez-se o cálculo da diferença de dose entre detetores, tendo em conta os valores de dose nas coordenadas reais obtidas com o IC Profiler e utilizando, posteriormente, valores interpolados do IC Profiler; de seguida, realizou-se a análise gama utilizando valores interpolados do IC Profiler. Para o cálculo de diferença de dose calculou-se valores de percentagem de passagem, tendo em conta um limiar de 3% do valor máximo obtido para a dose.

3.3 PTW Octavius 4D

Para o PTW Octavius 4D o inclinómetro é colocado na *gantry* e o aparelho é colocado na mesa de tratamento alinhando-o da mesma maneira (ver na figura 3.6). No software foram estabelecidas a mesma energia e unidades de monitor.

A *SSD* foi estabelecida para 90 cm nas primeiras medidas. Neste caso, o Octavius apenas permite medições a profundidade de 5 cm, pois devido à sua forma não é possível colocar placas de profundidade. Sendo assim, realizaram-se medidas a esta profundidade e para as diferentes dimensões de campo referidas anteriormente, retirando o $28 \times 28 \text{ cm}^2$ tal como já foi mencionado. Por fim, retirou-se perfis de dose para diferentes posições da *gantry*, tal como para o IC Profiler, para uma *SSD* de 95 cm.

A diferença principal nestes dois procedimentos é que o PTW Octavius realiza a sua rotação automaticamente quando se coloca a posição da *gantry* no software, enquanto que para o IC Profiler foi necessário colocá-lo manualmente nesta posições para corresponder com o ângulo da *gantry*.

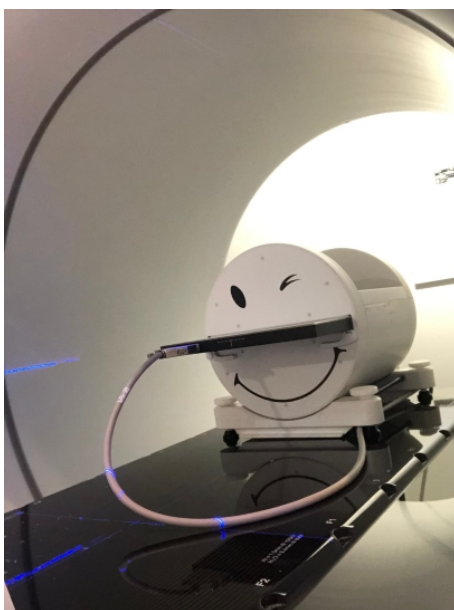


Figura 3.6: Multidetetor PTW Octavius colocado na unidade modular 4D e inserido na *gantry*.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados relativos à análise dos parâmetros relevantes e da análise gama encontram-se nas tabelas seguintes, bem como os gráficos correspondentes.

4.1 Parâmetros de dimensão de campo útil, simetria e *unflatness* do campo

Primeiramente, é importante ter em conta a dimensão de campo útil, de forma a posteriormente percebermos como é que esta medida está a afetar os restantes parâmetros (tabela 4.1). Infelizmente, por razões de dimensão e pela amostra de dados que se tem referentes ao *commissioning*, não foi possível comparar valores do IC Profiler, do Octavius e da referência para todas as dimensões de campo e profundidades.

Tabela 4.1: Dimensão de campo útil na direção do x (*crossline*) dos perfis de dose de referência, do IC Profiler e do Octavius.

Parâmetro	Dimensão de campo (cm ²)	Profundidade (cm)	Referência	IC Profiler	Octavius
Dimensão de campo útil (cm)	5x5	5	-	4,74	5
	10x10	Distância máxima	9,08	9,1	-
	10x10	5	9,45	9,39	9,81
	10x10	10	9,94	9,9	-
	15x15	5	-	14,09	14,73
	20x20	Distância máxima	18,1	18,13	-
	20x20	5	18,72	18,74	19,62
	20x20	10	19,7	19,73	-
	28x28	Distância máxima	25,22	25,24	-
	28x28	5	26,22	26,23	-
	28x28	10	27,54	27,52	-

É de salientar a enorme concordância entre a referência e o IC Profiler. O Octavius apresenta valores que na realidade se aproximam muito mais dos valores do IC Profiler e da referência medidos para uma profundidade de 10 cm, o que transmite uma certa imprecisão no Octavius em medir a dimensão de campo.

As tabelas seguintes 4.2 e 4.3 apresentam os resultados obtidos da análise da simetria e *unflatness* dos perfis de dose obtidos para diferentes dimensões de campo e profundidades. Fez-se o cálculo do desvio relativamente à referência. Para a intercomparação dos detetores realizou-se medidas na direção x (*crossline*) e na direção do y (*inline*).

Tabela 4.2: Simetria, *unflatness* e respetivos desvios em relação à referência obtidos com SSD de 90 cm e *gantry* a 0°, para diferentes dimensões de campo, profundidades e multi-detetores.

Parâmetro	Dimensão de campo (cm ²)	Profundidade (cm)	Referência	IC Profiler	Desvio da referência (%)	Octavius	Desvio da referência (%)
Simetria (%)	10x10	Distância máxima	100,52	100,79	0,27	-	-
	10x10	5	100,42	100,82	0,40	100,47	0,05
	10x10	10	100,44	100,73	0,29	-	-
	20x20	Distância máxima	100,45	100,89	0,44	-	-
	20x20	5	100,45	100,79	0,34	100,26	0,19
	20x20	10	100,47	100,67	0,20	-	-
	28x28	Distância máxima	100,48	100,91	0,43	-	-
	28x28	5	100,51	100,9	0,39	-	-
<i>Unflatness</i> (%)	10x10	Distância máxima	112	114	2,00	-	-
	10x10	5	112	114	2,00	113	1,00
	10x10	10	112	113	1,00	-	-
	20x20	Distância máxima	120	121	1,00	-	-
	20x20	5	120	121	1,00	125	5,00
	20x20	10	126	127	1,00	-	-
	28x28	Distância máxima	135	136	1,00	-	-
	28x28	5	133	134	1,00	-	-
	28x28	10	138	140	2,00	-	-

Tabela 4.3: Comparação entre simetria e *unflatness* obtidos com os dois detetores, SSD de 90 cm e *gantry* a 0°, para diferentes dimensões de campo e profundidade de 5 cm.

Parâmetro	Dimensão de campo (cm ²)	Medições na direção <i>crossline</i>		Medições na direção <i>inline</i>	
		IC Profiler	Octavius	IC Profiler	Octavius
Simetria (%)	5x5	100,82	101,64	100,71	100,97
	10x10	100,82	100,47	100,66	100,7
	15x15	100,88	100,28	101,19	100,47
	20x20	100,79	100,26	101,32	100,7
<i>Unflatness</i> (%)	5x5	113	115	116	117
	10x10	114	113	113	112
	15x15	119	118	120	118
	20x20	121	125	122	125

Para a tabela 4.2 os valores de simetria encontram-se todos dentro do limite de $\pm 1\%$ de desvio relativamente à referência imposto pelo protocolo, não sendo visível nenhuma anomalia. Já os valores de *unflatness* apresentam uma maior variação. Este parâmetro seria de esperar que aumentasse com o aumento da dimensão de campo, já que o perfil inclui áreas mais periféricas onde a intensidade da dose vai diminuindo relativamente à

4.1. PARÂMETROS DE DIMENSÃO DE CAMPO ÚTIL, SIMETRIA E UNFLATNESS DO CAMPO

zona mais central. Para os dados de comparação com a referência este fenómeno é visível. Para o Octavius temos um desvio considerável para o campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$, o que pode estar relacionado apenas com uma questão de interpolação, pois como já foi referido as câmaras deste detetor estão espaçadas de 1 cm, mas o *software* indica-nos valores de 0,5 cm em 0,5 cm, o que é possível que resulte em pequenas anomalias. Já o IC Profiler nunca ultrapassa os 2% de desvio, o que podemos considerar aceitável dada as diferenças consideráveis deste detetor quando em comparação com o fantoma de água.

Na tabela 4.3 retiramos que os valores de *unflatness* para o campo 10×10 são menores do que para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$, na maioria dos casos, o que não seria previsível. Isto deve-se à falta de resolução de ambos os detetores perante um campo de radiação tão pequeno como é o $5 \times 5 \text{ cm}^2$, resultando em valores um pouco alterados.

Uma vez que os dados referentes ao *commissioning* não incluem perfis de dose $5 \times 5 \text{ cm}^2$ e para ser possível estudar se este efeito do *unflatness* ocorre também aquando é usado o fantoma de água, foram realizadas medidas com este aparelho. Os valores finais encontram-se de seguida na tabela 4.4. Contudo, o mesmo fenómeno continuou a ocorrer.

Tabela 4.4: *Unflatness* para diferentes dimensões de campo obtidos com o fantoma de água.

Dimensão de campo (cm ²)	<i>Unflatness</i> (%)
5x5	112
10x10	112
15x15	118
20x20	126

De seguida (ver na figura 4.1) encontram-se os gráficos comparativos dos desvios percentuais dos valores de simetria e *unflatness* apresentados na tabela 4.3. Com isto, quantificamos o quanto a diferença destes dois parâmetros entre os detetores se desvia do limite de 1%.

Conseguimos retirar que os valores do desvio para a simetria se encontram todos dentro do limite. Contudo, os valores de *unflatness* apresentam, como seria de esperar, um desvio considerável para o campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$, dado o desvio do Octavius. Conseguimos também visualizar que existe ainda alguma variação dos parâmetros consoante a direção a que estamos a analisar, o que parece demonstrar a necessidade de realizar uma análise tridimensional destes perfis.

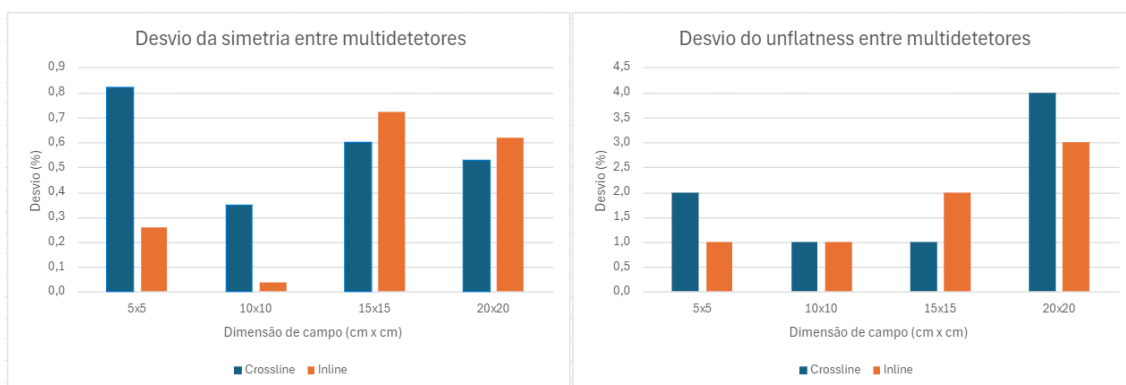


Figura 4.1: Comparação dos desvios entre os multidetetores dos parâmetros de simetria e *unflatness* apresentados na 4.2.

4.2 Constância do débito em função do ângulo da gantry

A tabela 4.5 apresenta a variação de *output* com a variação do ângulo da gantry (90°, 180° e 270°). Para o IC Profiler foi possível realizar estas medidas com um campo de 28x28 cm², enquanto que para o Octavius usou-se um campo de 20x20 cm². Retirou-se assim os valores de variação do *output* relativos aos valores medidos com a gantry.

Tabela 4.5: Variação do *output* com a rotação da gantry para o IC Profiler (dimensão de campo de 28x28 cm²) e para o Octavius (dimensão de campo de 20x20 cm²), nas direções *crossline* e *inline*.

Ângulo gantry (°)	Multidetetor	Variação Output (%)	
		Crossline	Inline
90	IC Profiler	0,19	0,46
	Octavius	0,58	0,9
180	IC Profiler	0,64	1,16
	Octavius	4,44	3,2
270	IC Profiler	0,55	1,6
	Octavius	0,93	0,96

Analisando os resultados, o *output* sofre uma maior variação com a gantry a 180°, para o Octavius, o que pode ser justificado pela atenuação do tampo da mesa de tratamentos e do fantoma em si (no qual o detetor Octavius é colocado), pelo que o valor do *output* é menor e daí uma variação maior relativa ao *output* a 0°. À exceção do valor de variação a 180° para o Octavius, a variação manteve-se perto do limite de ± 1%. Para o IC Profiler a maior variação registada pode ter como justificação erros de *set up*, uma vez que para este detetor a rotação é conseguida apenas manualmente. É visível, mais uma vez, a diferença entre valores para as direções *inline* e *crossline*.

Apresenta-se de seguida um conjunto de gráficos (ver nas figuras 4.2 e 4.3) que estabelecem uma comparação entre alguns perfis adquiridos, refletindo o que foi apresentado na tabela 4.5.

4.2. CONSTÂNCIA DO DÉBITO EM FUNÇÃO DO ÂNGULO DA GANTRY

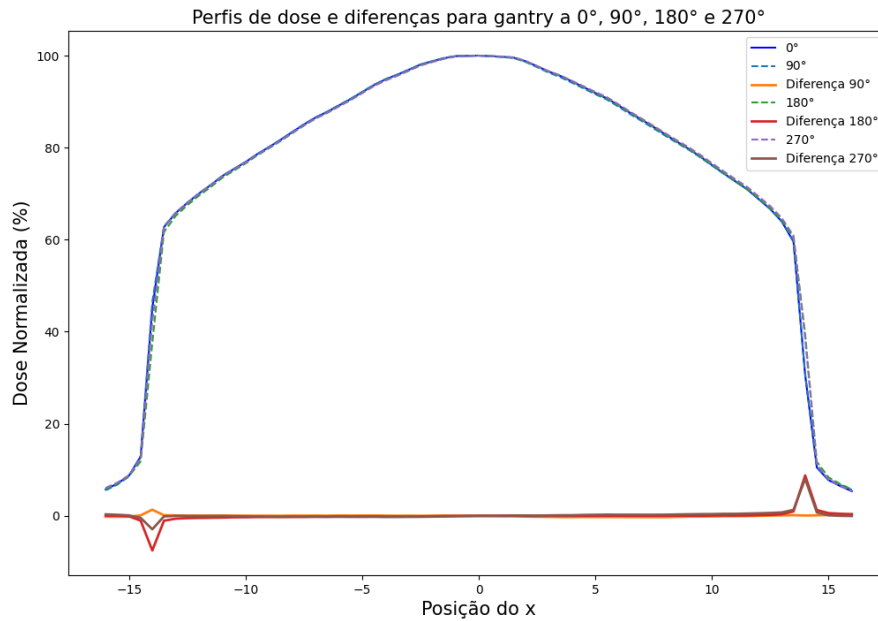


Figura 4.2: Comparação de perfis de dose obtidos com o IC Profiler e com dimensão de campo 28x28 cm^2 a diferentes ângulos da gantry.

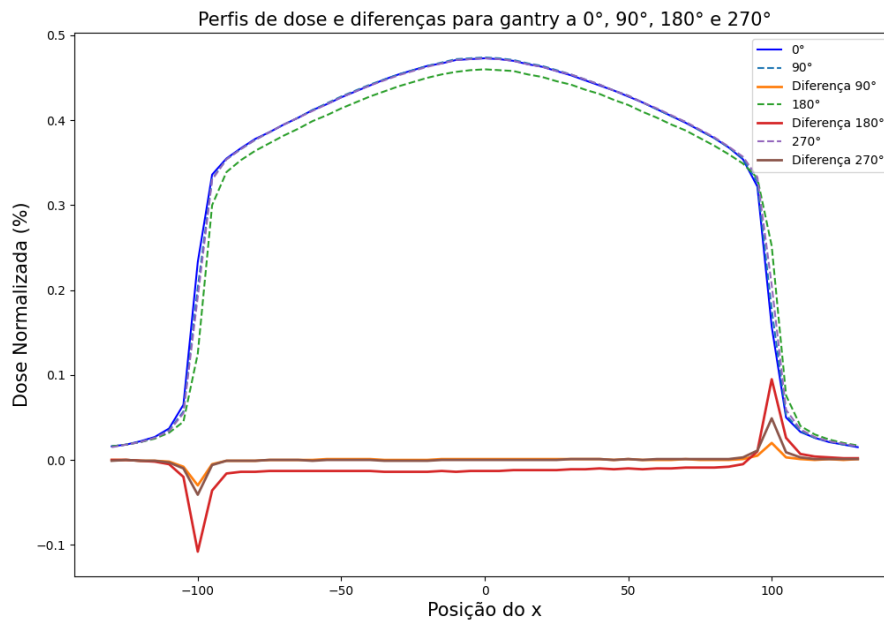


Figura 4.3: Comparação de perfis de dose obtidos com o Octavius e com dimensão de campo 20x20 cm^2 a diferentes ângulos da gantry.

É possível visualizar que a diferença é significativa na zona de penumbra do perfil (zona de alto gradiente), o que pode ser explicado pelo facto destes tipos de detetores

consistirem em câmaras de ionização separadas por alguns milímetros, portanto a diferentes ângulos podemos estar a capturar ligeiramente diferentes partes da penumbra, o que leva a esta diferença. O mesmo foi feito para os perfis *inline*, e obteve-se gráficos semelhantes.

Sabendo que os valores elevados que se obteve devem-se sobretudo à zona de penumbra, calculou-se ainda a variação de output na zona de campo útil, de forma a visualizar a diferença que se teria em relação ao campo total. Os resultados encontram-se na tabela 4.6, e é possível retirar que todas as variações tornaram-se mais reduzidas, evidenciando-se que as úncias que permaneceram acima do limite foram as retiradas a 180° para o Octavius, pelas mesmas razões acima mencionadas.

Tabela 4.6: Variação do *output* com a rotação da *gantry* para o IC Profiler e para o Octavius dentro do campo útil, nas direções *crossline* e *inline*.

Ângulo <i>gantry</i> (°)	Multidetetor	Variação Output (%)	
		<i>Crossline</i>	<i>Inline</i>
90	IC Profiler	0,13	0,26
	Octavius	0,19	0,36
180	IC Profiler	0,21	0,58
	Octavius	2,97	2,76
270	IC Profiler	0,28	0,7
	Octavius	0,23	0,38

4.3 Análise gama

Após a análise destes parâmetros e conclusão de que os dados obtidos com os dois multidetetores se encontram dentro das tolerâncias e que qualquer das discrepâncias que ocorreram conseguem ser explicadas e são expectáveis (dada a elevada diferença de geometria do detetor e método de medição) é nos possível iniciar a análise gama. Esta foi realizada estabelecendo o critério 1%/1mm.

Esta análise foi realizada primeiramente entre os dados do IC Profiler e os dados de referência, para diferentes dimensões de campo (ver na figura 4.4).

Realizou-se também, para cada uma destas dimensões de campo, medidas a diferentes profundidades (5 cm e 10 cm). Os resultados mostram-se concordantes. Fez-se ainda a análise gama para toda a dimensão de campo, da qual se obteve percentagens de aceitação mais baixas, o que seria de esperar porque nas zonas de penumbra e cauda os perfis tornam-se bastante diferentes.

Fez-se a mesma análise para os perfis de dose obtidos com o Octavius, agora para dimensões de campo de 10x10 cm² e 20x20 cm² (ver na figura 4.5).

Os resultados encontram-se resumidos na tabela 4.7

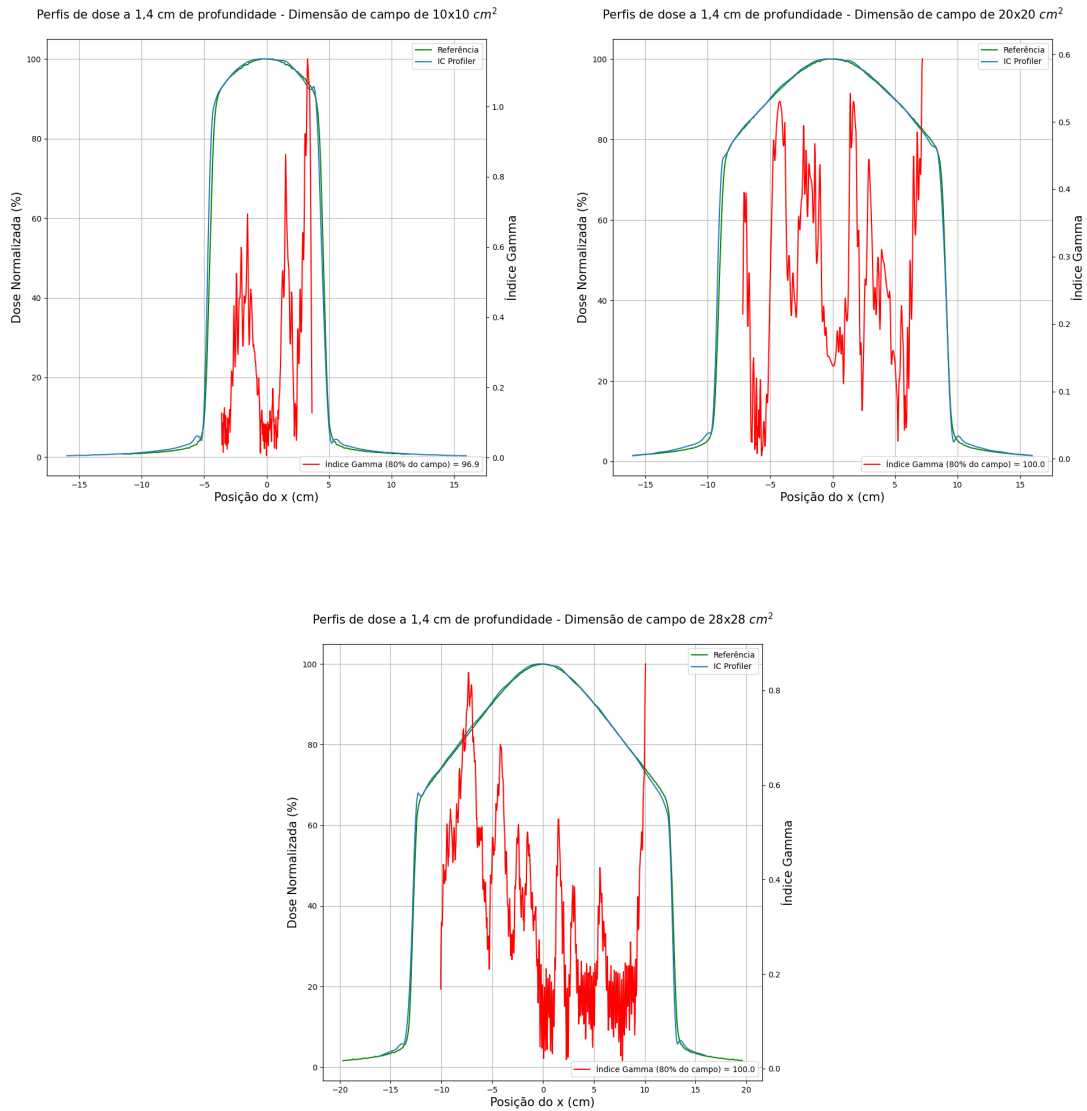


Figura 4.4: Análise gama, a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do IC Profiler e da referência, para uma profundidade de 1,4 cm e diferentes dimensões de campo.

De seguida, realizou-se a análise gama entre perfis dos dois multidetektoretos, para diferentes dimensões de campo e nas duas direções, X e Y (ver na figura 4.6 e 4.7).

O único valor que se obteve abaixo dos 90% na direção *crossline* foi para o campo 5x5 cm^2 , o que pode ser explicado devido à diferença de resoluções dos dois detektoretos em capturar detalhes em perfis de dose de menor dimensão. Contudo, tendo em conta que se usou o critério 1%/1mm para esta análise, uma percentagem de aceitação de 77,6% permite à mesma confirmar a semelhança entre perfis. Já para a direção *inline* temos dois valores abaixo dos 90% para dimensões 15x15 cm^2 e 20x20 cm^2 .

Esta diferença na percentagem de aceitação entre perfis nas duas direções, reforça a importância de conseguirmos fazer uma análise em todas as direções, preferencialmente

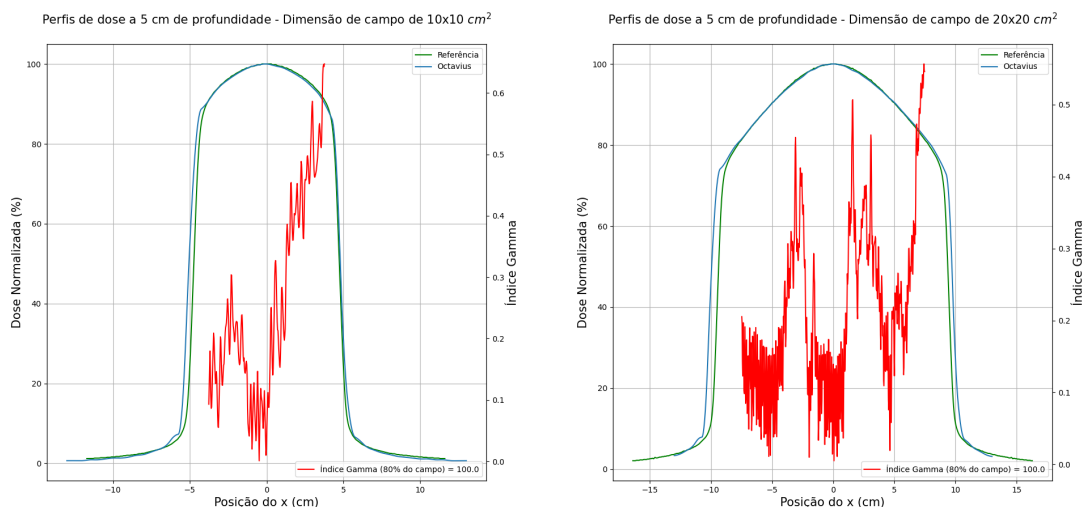


Figura 4.5: Análise gama, a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do Octavius e da referência, para uma profundidade de 5 cm e diferentes dimensões de campo.

Tabela 4.7: Análise gama entre cada um dos sistemas multidetetores e a referência, para diferentes dimensões de campo, profundidade e percentagem de dimensão de campo onde é calculado.

Multidetetor	Dimensão de campo (cm ²)	Profundidade (cm)	Análise <i>gamma</i> (%)	
			80% da dimensão de campo	Dimensão do campo total
IC Profiler	10x10	Distância máxima	96,9	82,9
	10x10	5	100	75
	10x10	10	97,2	60,8
	20x20	Distância máxima	100	92,1
	20x20	5	100	84,9
	20x20	10	100	72,3
	28x28	Distância máxima	100	71,7
	28x28	5	100	70,7
Octavius	10x10	5	100	87,3
	20x20	5	100	66,7

no total da matriz do detetor. Como é visível nos resultados obtidos podemos obter desvios significativos que durante um tratamento podem ser prejudiciais.

Na tabela 4.8 encontram-se estes valores de forma sumarizada.

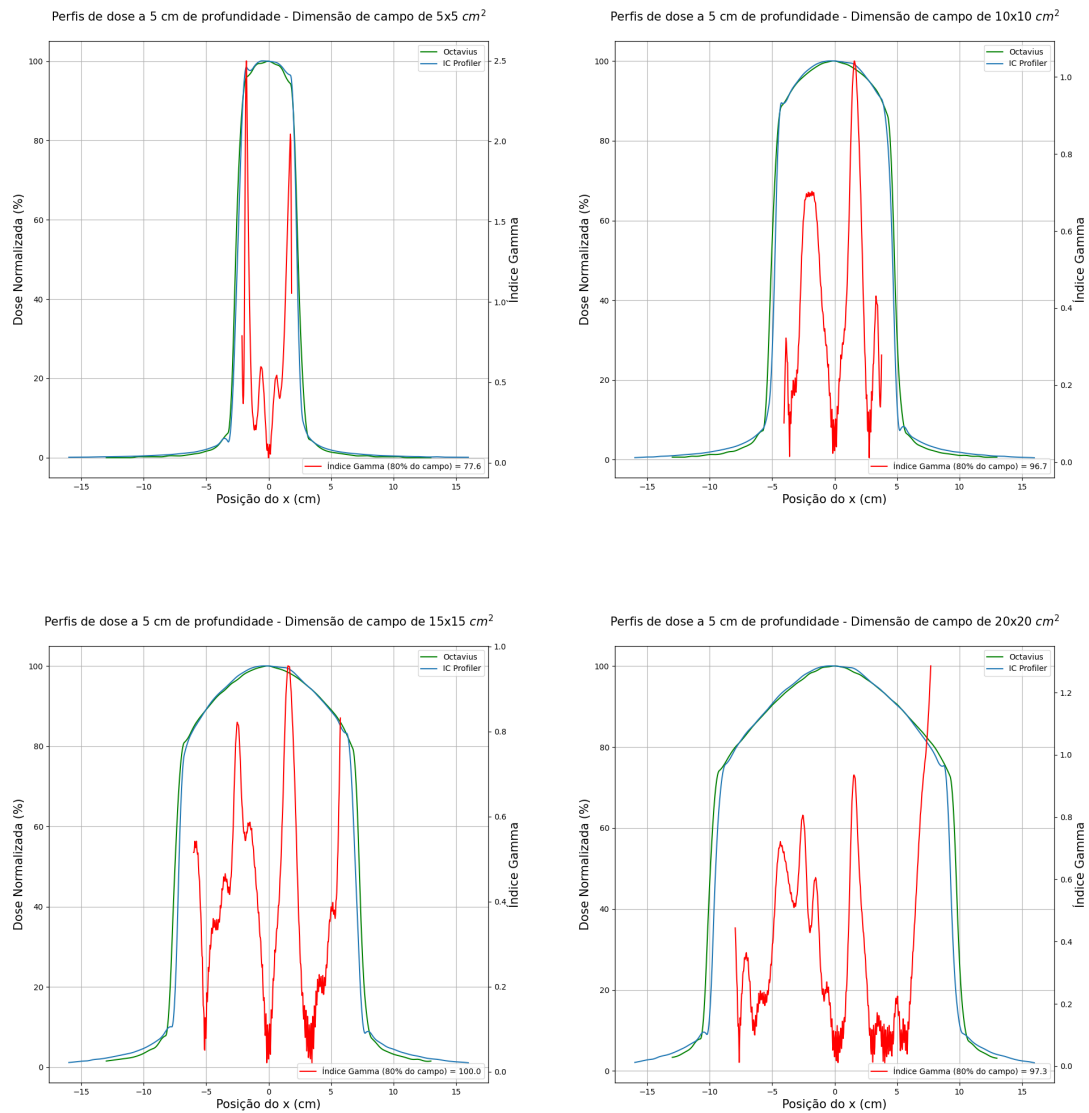


Figura 4.6: Análise gama na direção *crossline*, a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do Octavius e do IC Profiler, para uma profundidade de 5 cm e diferentes dimensões de campo.

Tabela 4.8: Análise gama entre os sistemas Octavius e IC Profiler, para diferentes dimensões de campo e percentagem de dimensão de campo onde é calculado.

Dimensão de campo (cm ²)	Análise <i>gamma crossline</i> (%)		Análise <i>gamma inline</i> (%)	
	A 80% da dimensão do campo real	Dimensão do campo total	80% da dimensão de campo	Dimensão do campo total
5x5	77,6	86,2	90	89,7
10x10	96,7	74,6	99,2	77,8
15x15	100	69,2	81,6	64,2
20x20	97,3	78,8	75,3	59,2

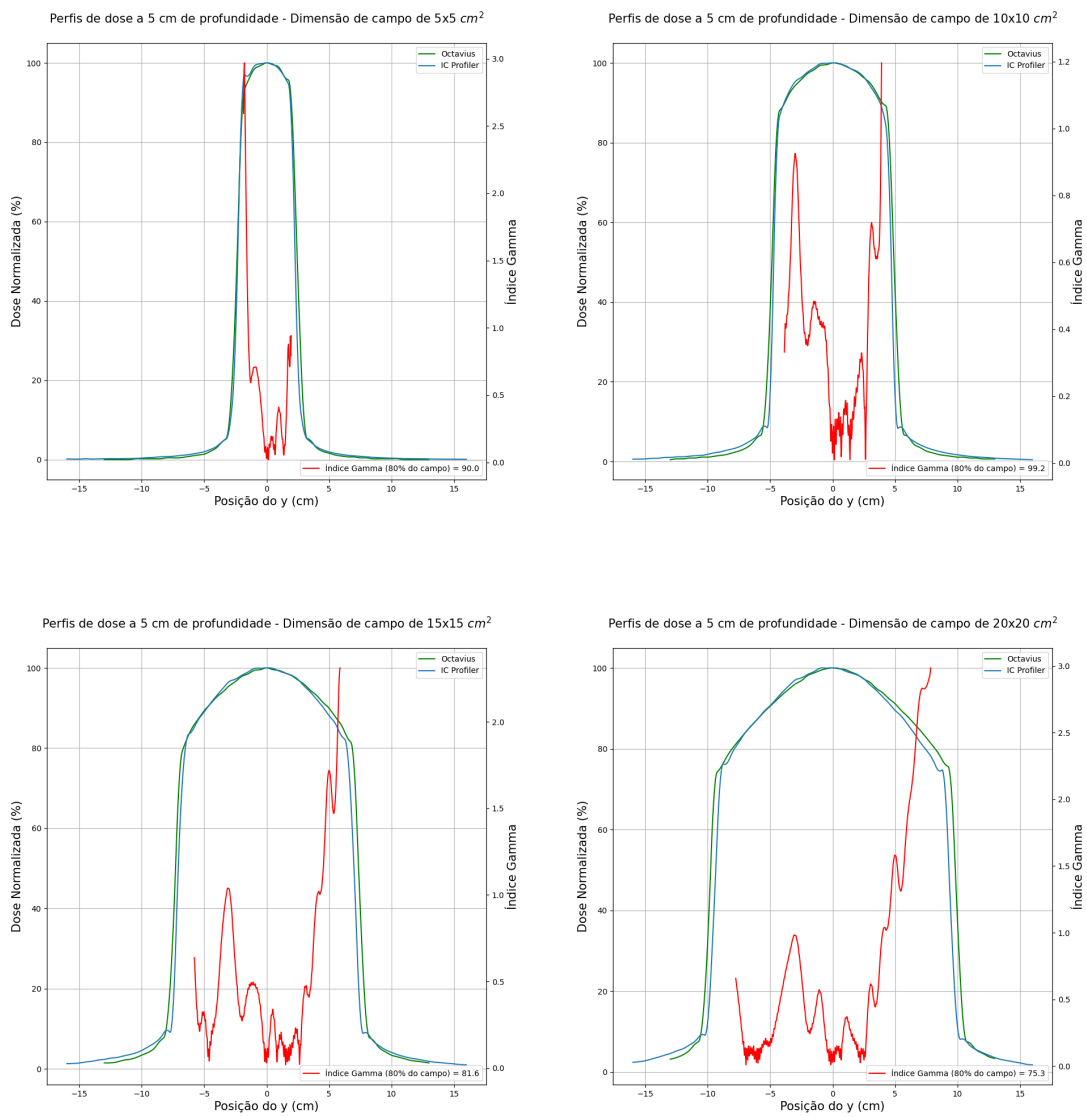


Figura 4.7: Análise gama na direção *inline*, a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do Octavius e do IC Profiler, para uma profundidade de 5 cm e diferentes dimensões de campo.

4.4 Análise tridimensional

Inicialmente fez-se uma análise comparativa dos valores de dose tendo em conta apenas as coordenadas com valores de dose reais conseguidos através do IC Profiler e posteriormente com a matriz completa interpolada. Obteve-se os seguintes gráficos de diferença de dose (ver na figura 4.8 e 4.9).

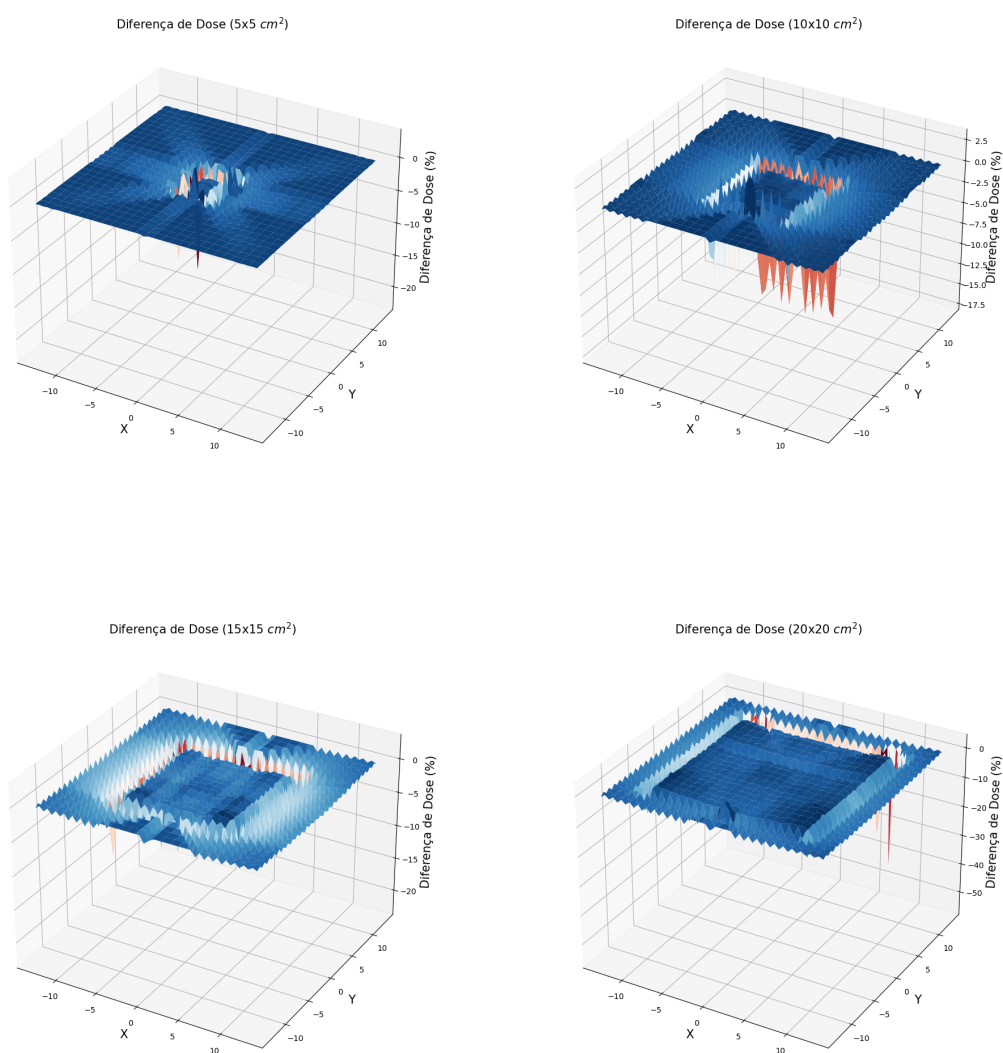


Figura 4.8: Análise tridimensional da diferença de dose medida, entre o IC Profiler e o PTW Octavius, apenas em coordenadas com valores reais do IC Profiler.

Na tabela 4.9 encontram-se as percentagens de passagem referentes a estes dois métodos.

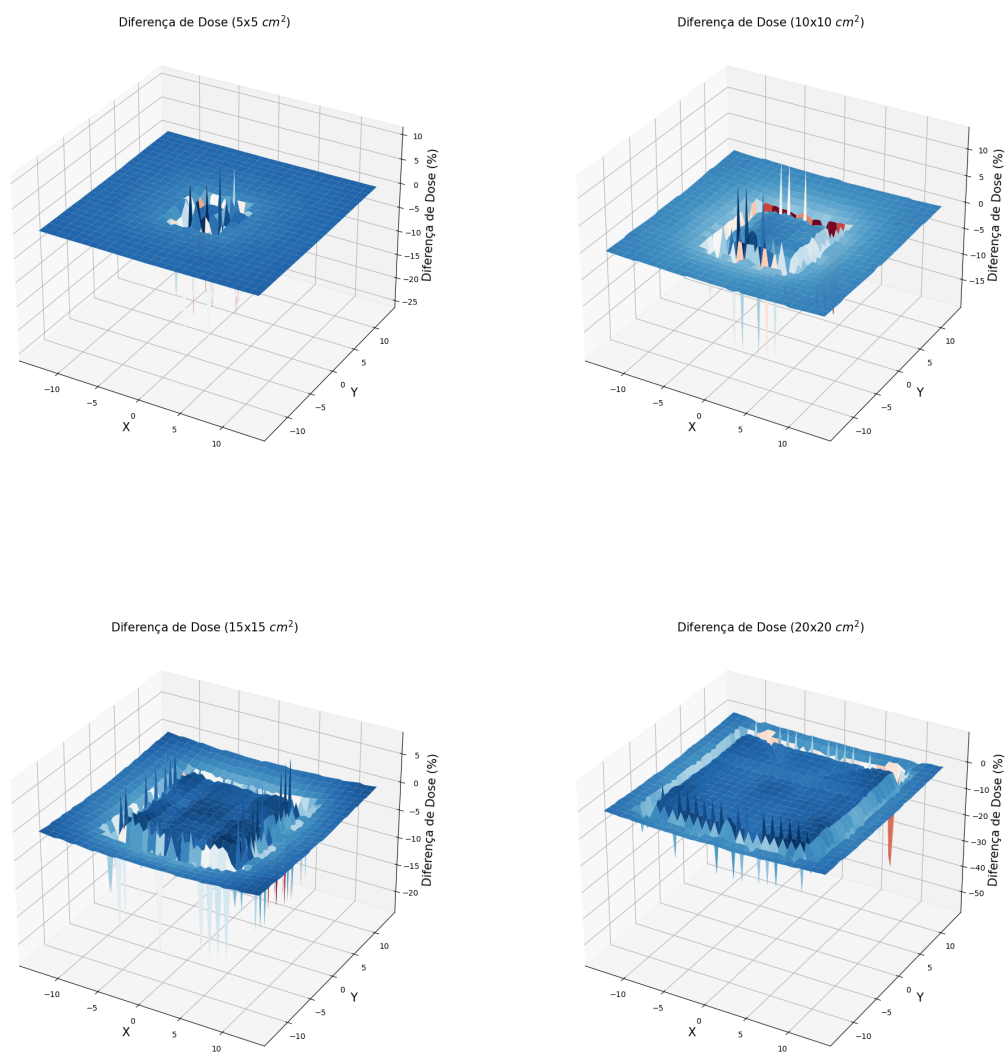


Figura 4.9: Análise tridimensional da diferença de dose medida, entre o IC Profiler e o PTW Octavius, tendo em conta a matriz completa interpolada do IC Profiler.

Tabela 4.9: Percentagem de pontos que têm diferenças de dose (entre o IC Profiler e o PTW Octavius) aceitáveis conforme o critério de 3% definido, para diferentes dimensões de campo e considerando apenas coordenadas com valores reais.

Dimensão de campo (cm ²)	Percentagem de passagem (%)	Percentagem de passagem com valores interpolados (%)
5x5	98,11	96,94
10x10	96,26	93,56
15x15	94,13	90,03
20x20	91,95	86,01

É visível um aumento da diferença entre percentagens de passagem com o aumento da dimensão de campo, o que pode ser explicado pela influência da interpolação, que parece ter incluído erros e incoerências. Pelos gráficos apresentados, é possível ver que as diferenças acentuam-se nas zonas de penumbra, o que continua a corresponder ao expectável.

De seguida, procedeu-se à análise gama com valores interpolados para o IC Profiler. Manteve-se o critério estabelecido de $1\%/1mm$ (ver na figura 4.10).

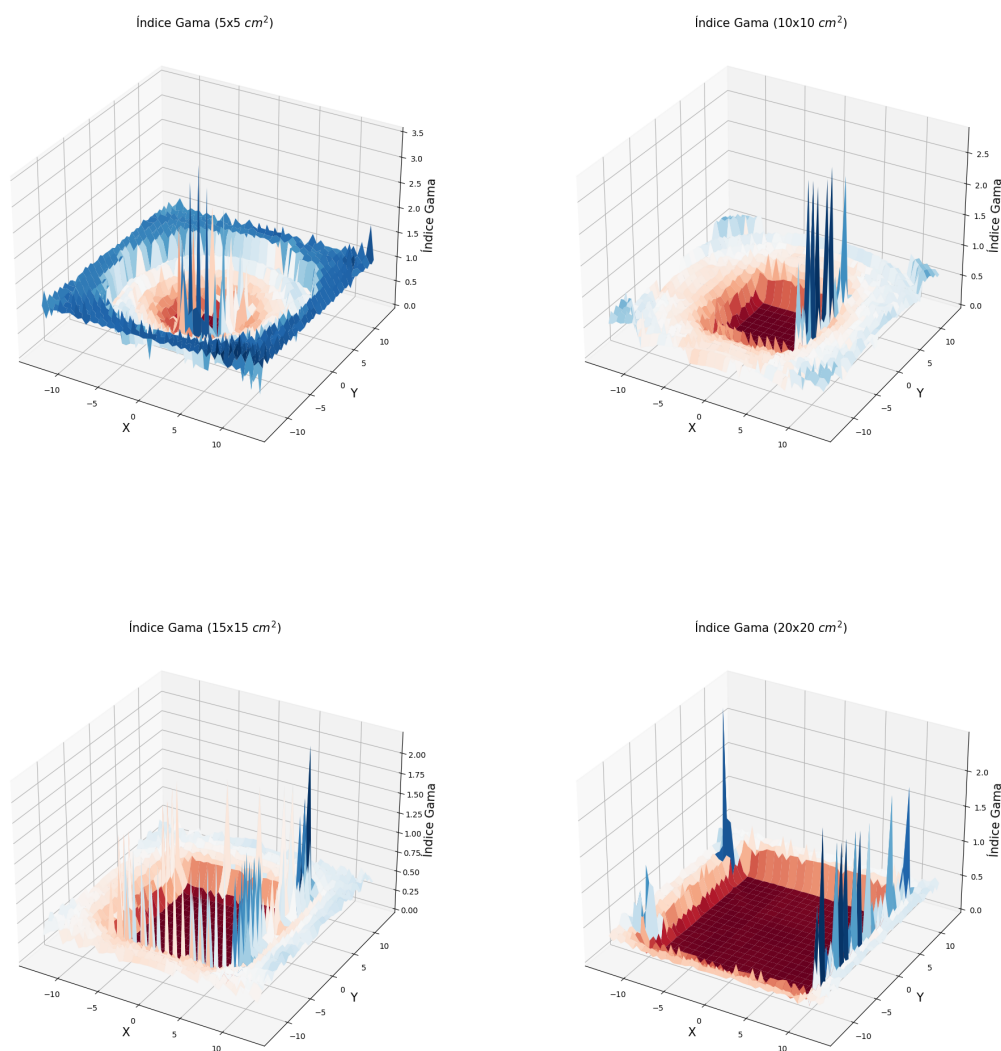


Figura 4.10: Análise gama bidimensional entre o IC Profiler e o PTW Octavius, considerando todas as coordenadas das matrizes.

Tabela 4.10: Análise gama bidimensional, entre perfis de dose do IC Profiler e o PTW Octavius, para uma profundidade de 5 cm e diferentes dimensões de campo.

Dimensão de campo (cm ²)	Análise <i>gamma</i> (%)
5x5	82,02
10x10	99,54
15x15	97,69
20x20	99,39

Comparando os valores da tabela 4.10 com os valores de percentagem de passagem com valores interpolados da tabela 4.9, retira-se que na análise gama, que considera tanto a diferença de dose quanto a conformidade espacial, os efeitos da interpolação tornam-se menos evidentes. Isto ocorre porque o cálculo gama incorpora uma comparação local e global mais complexa das doses, resultando, em geral, em taxas de aceitação gama mais elevadas. No entanto, nos perfis 5x5 cm², onde a aceitação gama é mais baixa, a interpolação em campos menores e com menor resolução pode introduzir desafios adicionais. Ao considerar o fator espacial, a interpolação para esses campos pode comprometer a precisão, o que não é tão evidente quando se avalia apenas a diferença de dose.

Tendo em conta os resultados da análise gama apenas no eixo X ou Y, os resultados acabam por ser concordantes, sendo que quando fazemos uma análise gama a duas dimensões estamos a considerar as variações de dose em duas dimensões espaciais simultaneamente, o que permite avaliar a conformidade num plano completo e considerar a distribuição espacial da dose de forma mais abrangente. A análise a uma dimensão perde informação importante sobre como a dose varia ao longo de toda a área, o que pode levar a falsos positivos mas também a falsos negativos, que é o que parece ter ocorrido.

Contudo, os valores referentes a esta última análise podem não corresponder completamente à realidade, devido à quantidade de pontos que precisaram de ser interpolados. Ainda assim, a avaliação da dose apresenta uma coerência entre as diferentes abordagens da análise, o que confirma a sua consistência.

CONCLUSÃO

5.1 Conclusões

A substituição do fantoma de água PTW BeamScan por sistemas de detecção como o PTW Octavius 4D e o Sun Nuclear IC Profiler em controlos regulares e após manutenção representa uma evolução significativa na prática de controlo de qualidade em radioterapia. Tradicionalmente, o uso do fantoma de água exige mais de duas horas de operação e impede o uso do LINAC durante este período, o que pode ser problemático para a implementação contínua dos tratamentos clínicos. A adoção dos sistemas PTW Octavius 4D e IC Profiler demonstra não apenas uma eficiência operacional superior, mas também mantém o rigor dos testes de forma eficaz.

Os resultados obtidos com a comparação da simetria entre os detetores e o fantoma de água de referência confirmam que o parâmetro de simetria está sempre dentro da tolerância máxima permitida. No entanto, o parâmetro de *unflatness* revelou algumas diferenças nas medições realizadas com o PTW Octavius, que parecem estar mais relacionadas com o cálculo realizado pelo *software* do que com a precisão do detetor em si.

Quando comparados estes parâmetros mas entre os dois detetores, foi observável, uma vez mais, desvios maiores no *unflatness*, o que seria expectável face aos resultados anteriores. Contudo, relativamente aos protocolos de controlo de qualidade implementados o mais relevante é que os valores destes parâmetros sejam constantes para a mesma dimensão de campo, ainda que apresentando uma variação maior que 1%.

A constância do débito de dose em função do ângulo da *gantry* é igualmente muito relevante para este estudo, pois é aqui que a versatilidade do PTW Octavius 4D se torna evidente. A análise da constância do débito de dose é crucial para qualquer tratamento e garantida pelo controlo de qualidade do acelerador, sendo que foi possível observar a dificuldade em obter medidas rigorosas e de confiança com o IC Profiler. Obteve-se valores de variação de *output* para o PTW Octavius que ultrapassaram o limite, contudo este fenómeno é devido essencialmente à atenuação verificada no suporte do fantoma do Octavius, o que através de outros métodos poderia ter sido calculada e tida em conta.

A análise gama revelou que os perfis de dose de ambos os detetores estavam concorde com os da referência, permitindo a intercomparação entre eles, mesmo utilizando os parâmetros mais restritos para distância e dose. As percentagens de aceitação obtidas foram bastante elevadas, considerando os métodos de interpolação e os erros associados. Embora diferenças nas direções X e Y fossem esperadas, devido a diferenças no próprio feixe de radiação em virtude da colimação pelo MLC, isso reforça a importância de realizar uma análise completa da matriz, pois pequenas variações podem ser significativas em tratamentos mais sensíveis.

O estudo da análise gama bidimensional contribui para uma avaliação mais precisa e representativa dos dados obtidos. Apesar dos potenciais erros e discrepâncias associados à interpolação de grandes quantidades de dados, a possibilidade de realizar análises gama em toda a matriz oferece uma alternativa ainda mais confiável para a avaliação dos parâmetros.

Com base no programa desenvolvido em *python* os resultados e análises obtidos para os parâmetros mencionados foram comparados com o *software* BeamScan, e mostram-se consistentes e concordantes. Tanto o PTW Octavius como o IC Profiler conseguem manter os níveis elevados de precisão e confiabilidade. Embora o uso do fantoma de água seja uma prática tradicional e bem estabelecida, os dados sugerem que os detetores podem substituir o fantoma de água com uma abordagem igualmente eficaz e potencialmente mais prática. Adicionalmente, o uso do PTW Octavius ao invés do IC Profiler fornece uma análise de conformidade espacial muito mais precisa, confirmando que o PTW Octavius 4D é um sistema confiável e eficaz para a realização de testes de controlo de qualidade na radioterapia.

5.2 Perspetivas Futuras

Com base nos resultados obtidos e nas conclusões deste estudo, algumas direções futuras podem ser exploradas para melhorar ainda mais a eficiência e precisão dos testes de controlo de qualidade em radioterapia, utilizando os sistemas PTW Octavius 4D e IC Profiler.

Preende-se repetir os testes realizados em intervalos regulares para verificar a consistência dos valores obtidos. Este processo permitirá uma validação contínua da fiabilidade dos sistemas PTW Octavius 4D e IC Profiler, além de identificar potenciais variações que possam ocorrer com o tempo ou devido a fatores operacionais. Para além disso, seria uma possibilidade realizar uma análise tridimensional com o fantoma de água, à semelhança do que se fez com o IC Profiler. Desta forma poderia ser feita uma avaliação do perfil de dose que permitiria a comparação dos resultados obtidos com os sistemas de deteção e com o fantoma de água. Assim, estaríamos a aumentar a confiabilidade dos resultados.

Para efetuar estas medições e melhorar a precisão das comparações de dose já efetuadas pretende-se desenvolver algoritmos de interpolação mais avançados, que poderão

aumentar a fiabilidade da análise gama bidimensional, dado que o método de interpolação pode influenciar bastante os resultados, especialmente em situações onde grandes quantidades de dados são processadas.

Um dos principais objetivos futuros será a adaptação dos procedimentos de controlo de qualidade que atualmente utilizam o IC Profiler para o sistema PTW Octavius 4D. A integração do Octavius no fluxo de trabalho do controlo de qualidade poderá permitir uma abordagem mais eficiente e precisa, eliminando as limitações associadas ao IC Profiler, particularmente em medições angulares e análises espaciais. Esta transição exigirá a revisão e otimização dos protocolos existentes, para garantir que a versatilidade do Octavius seja plenamente aproveitada, mantendo o rigor dos testes.

BIBLIOGRAFIA

- [1] J. M. Lourenço. *The NOVAthesis L^AT_EX Template User's Manual*. NOVA University Lisbon. 2021. URL: <https://github.com/joaomlourenco/novathesis/raw/main/template.pdf> (ver p. i).
- [2] E. B. Podgorsak. *Radiation Physics for Medical Physicists*. 1^a ed. Springer Berlin, Heidelberg, 2006, p. 7. DOI: <https://doi.org/10.1007/3-540-29471-6> (ver p. 2).
- [3] IAEA. *Radiation Biology: A Handbook for Teachers and Students*. 2010, pp. 16–18 (ver p. 3).
- [4] A. E. Nahum, P. Mayles e J. Rosenwald, eds. *Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice*. 1^a ed. 2007, pp. 133–134. DOI: [10.1201/9781420012026](https://doi.org/10.1201/9781420012026) (ver p. 4).
- [5] E. B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. 2005, pp. 123–151. ISBN: 92-0-107304-6 (ver pp. 4, 6, 7, 11).
- [6] D. R. Dance et al. *Diagnostic Radiology Physics A Handbook for Teachers and Students*. 2014-09, p. 89. ISBN: 978-92-131010-1 (ver p. 4).
- [7] L. Loverock. «Linear Accelerators». Em: 2007, pp. 198–239. DOI: [10.1201/9781420012026](https://doi.org/10.1201/9781420012026) (ver p. 6).
- [8] M. Z. Mohyedin et al. *A Review of PRESAGE Radiochromic Polymer and the Compositions for Application in Radiotherapy Dosimetry*. 2022-07. DOI: [10.3390/polym14142887](https://doi.org/10.3390/polym14142887) (ver p. 8).
- [9] T. Y. Lim et al. «Characterization of the Halcyon TM multileaf collimator system». Em: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 20 (4 2019-04), pp. 106–114. ISSN: 15269914. DOI: [10.1002/acm2.12568](https://doi.org/10.1002/acm2.12568) (ver p. 8).
- [10] A. Fogliata. *Flattening Filter Free (FFF) beams* (ver pp. 9, 14).
- [11] P. K. Pathak et al. «Commissioning And Quality Assurance Of Halcyontm 2.0 Linear Accelerator». Em: *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 26 (3 2021), pp. 433–444. ISSN: 15071367. DOI: [10.5603/RPOR.a2021.0065](https://doi.org/10.5603/RPOR.a2021.0065) (ver pp. 9, 10, 12).

- [12] L. Cozzi et al. «Critical appraisal of the treatment planning performance of volumetric modulated arc therapy by means of a dual layer stacked multileaf collimator for head and neck, breast, and prostate». Em: *Technology in Cancer Research and Treatment* 17 (2018-01), pp. 1–11. ISSN: 15330338. DOI: [10.1177/1533033818803882](https://doi.org/10.1177/1533033818803882) (ver p. 10).
- [13] P. Andreo, A. Nahum e D. Thwaites. «Ionisation Chambers». Em: 2007, pp. 282–302. DOI: [10.1201/9781420012026](https://doi.org/10.1201/9781420012026) (ver p. 10).
- [14] S. A. Lloyd et al. «TG-51 reference dosimetry for the Halcyon™: A clinical experience». Em: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 19 (4 2018-07), pp. 98–102. ISSN: 15269914. DOI: [10.1002/acm2.12349](https://doi.org/10.1002/acm2.12349) (ver p. 13).
- [15] A. J. van de Schoot et al. «Characterization of Ethos therapy systems for adaptive radiation therapy: A multi-machine comparison». Em: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 24 (5 2023-05). ISSN: 15269914. DOI: [10.1002/acm2.13905](https://doi.org/10.1002/acm2.13905) (ver p. 13).
- [16] J. B. Smilowitz et al. «AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams». Em: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 16 (5 2015), pp. 14–34. ISSN: 15269914. DOI: [10.1120/jacmp.v16i5.5768](https://doi.org/10.1120/jacmp.v16i5.5768) (ver p. 13).
- [17] E. Decabooter et al. «Quality assurance of scanned proton beams at different gantry angles using an ionization chamber array in a rotational phantom». Em: *Physica Medica* 104 (2022-12), pp. 67–74. ISSN: 1724191X. DOI: [10.1016/j.ejmp.2022.10.014](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.10.014) (ver p. 13).
- [18] T. Aland et al. «Patient-specific quality assurance on a Varian Halcyon linear accelerator using a PTW Octavius 4D device». Em: *Physical and Engineering Sciences in Medicine* 44 (2 2021-06), pp. 565–572. ISSN: 26624737. DOI: [10.1007/s13246-021-00986-4](https://doi.org/10.1007/s13246-021-00986-4) (ver p. 13).
- [19] L. Tirpak et al. *Customer Technical Bulletin Beam Quality Verification Using IC Profiler with Quad Wedge Accessories*. 2016 (ver p. 13).
- [20] M. J. D. Cardoso. «Estudo dosimétrico para implementação da técnica radioterapêutica Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)». Em: (2011) (ver p. 14).
- [21] J. Hanley et al. *AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators*. 2021-10. DOI: [10.1002/mp.14992](https://doi.org/10.1002/mp.14992) (ver p. 14).
- [22] E. E. Klein et al. *Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators*. 2009. DOI: [10.1118/1.3190392](https://doi.org/10.1118/1.3190392) (ver p. 14).
- [23] *IEC 60976 INTERNATIONAL STANDARD NORME INTERNATIONALE Medical electrical equipment-Medical electron accelerators-Functional performance characteristics Appareils électromédicaux-Accélérateurs médicaux d'électrons-Caractéristiques fonctionnelles de performance*. 2007. URL: www.iec.ch/searchpub/cur_fut-f.htm (ver p. 14).

- [24] D. A. Low et al. «A technique for the quantitative evaluation of dose distributions». Em: *Medical Physics* 25 (5 1998), pp. 656–661. ISSN: 00942405. DOI: [10.1118/1.598248](https://doi.org/10.1118/1.598248) (ver p. 16).
- [25] D. T. Tai et al. «An open-source software for calculating 1D gamma index in radiation therapy». Em: *Journal of King Saud University - Science* 35 (10 2023-12). ISSN: 10183647. DOI: [10.1016/j.jksus.2023.102937](https://doi.org/10.1016/j.jksus.2023.102937) (ver p. 16).

GRÁFICOS DE ANÁLISE GAMA E PERFIS DE DOSE 3D

Este apêndice contempla os gráficos da análise 3D entre os perfis de dose do IC Profiler e da referência a profundidades de 5 cm e 10 cm, e os perfis de dose 3D medidos com o Octavius e o IC Profiler, de modo a realizar a análise gama bidimensional entre eles.

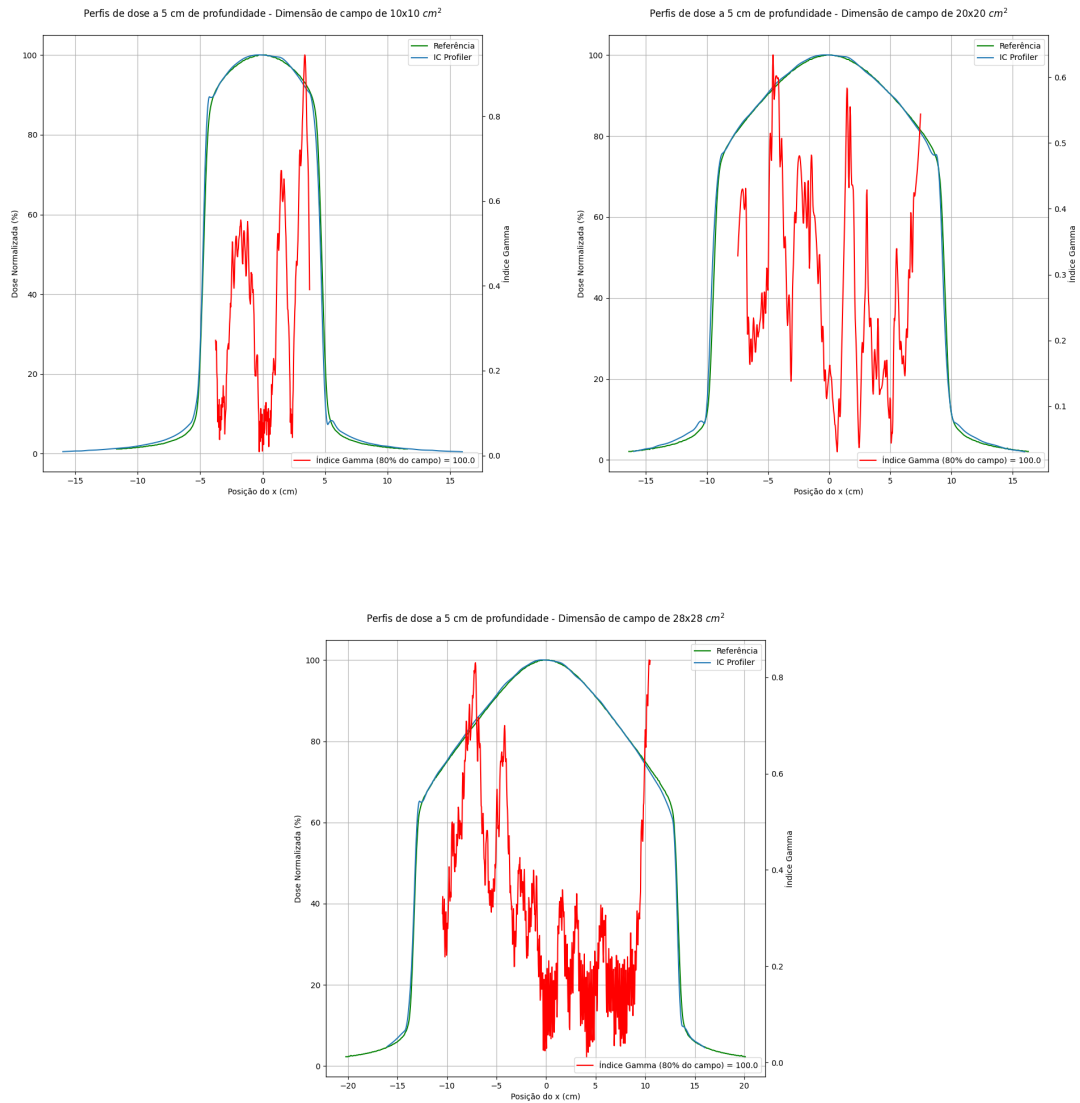


Figura A.1: Análise gama, a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do IC Profiler e da referência, para uma profundidade de 5 cm e diferentes dimensões de campo.

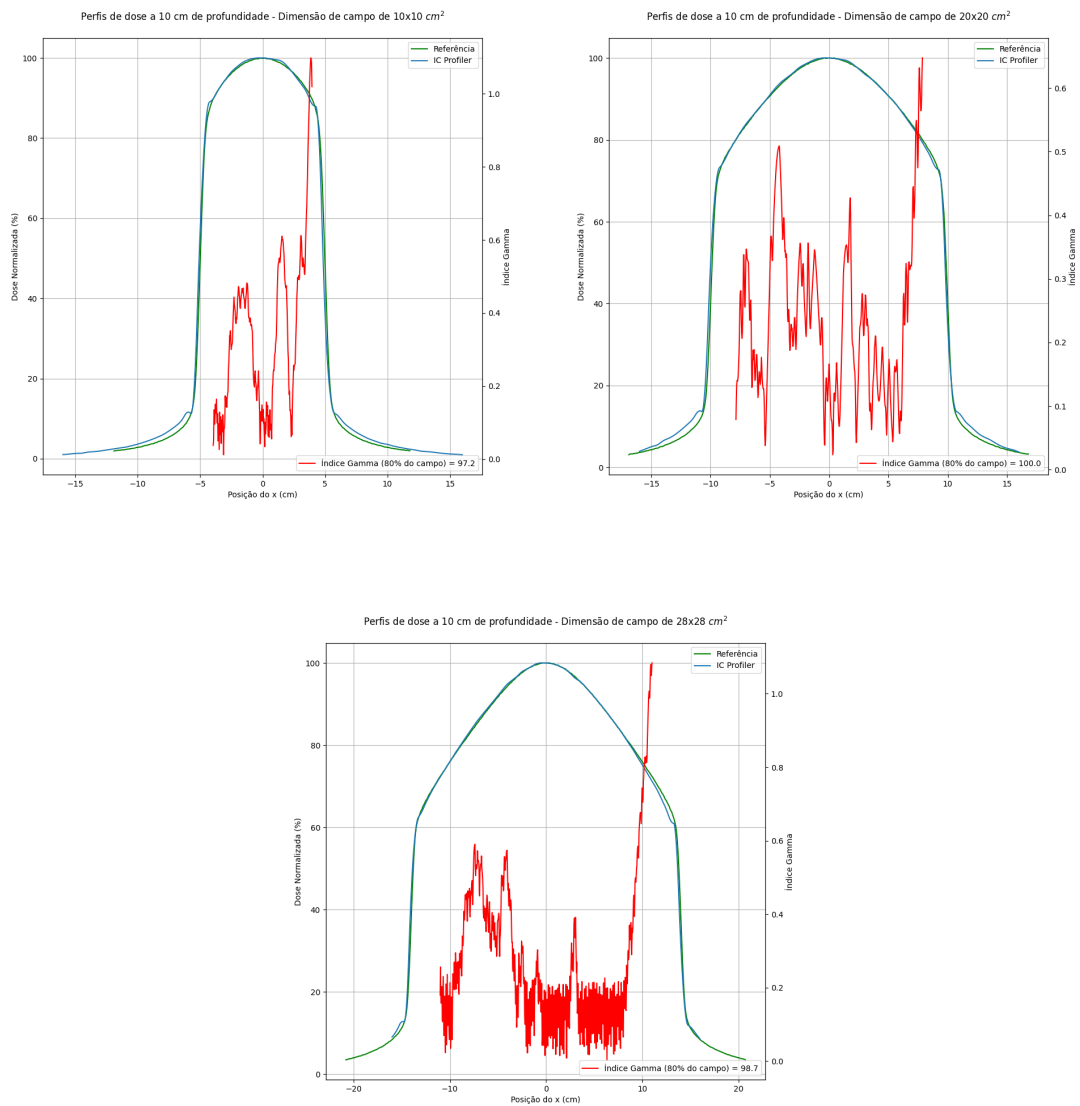


Figura A.2: Análise gama, a 80% da dimensão de campo, entre perfis de dose do IC Profiler e da referência, para uma profundidade de 10 cm e diferentes dimensões de campo.

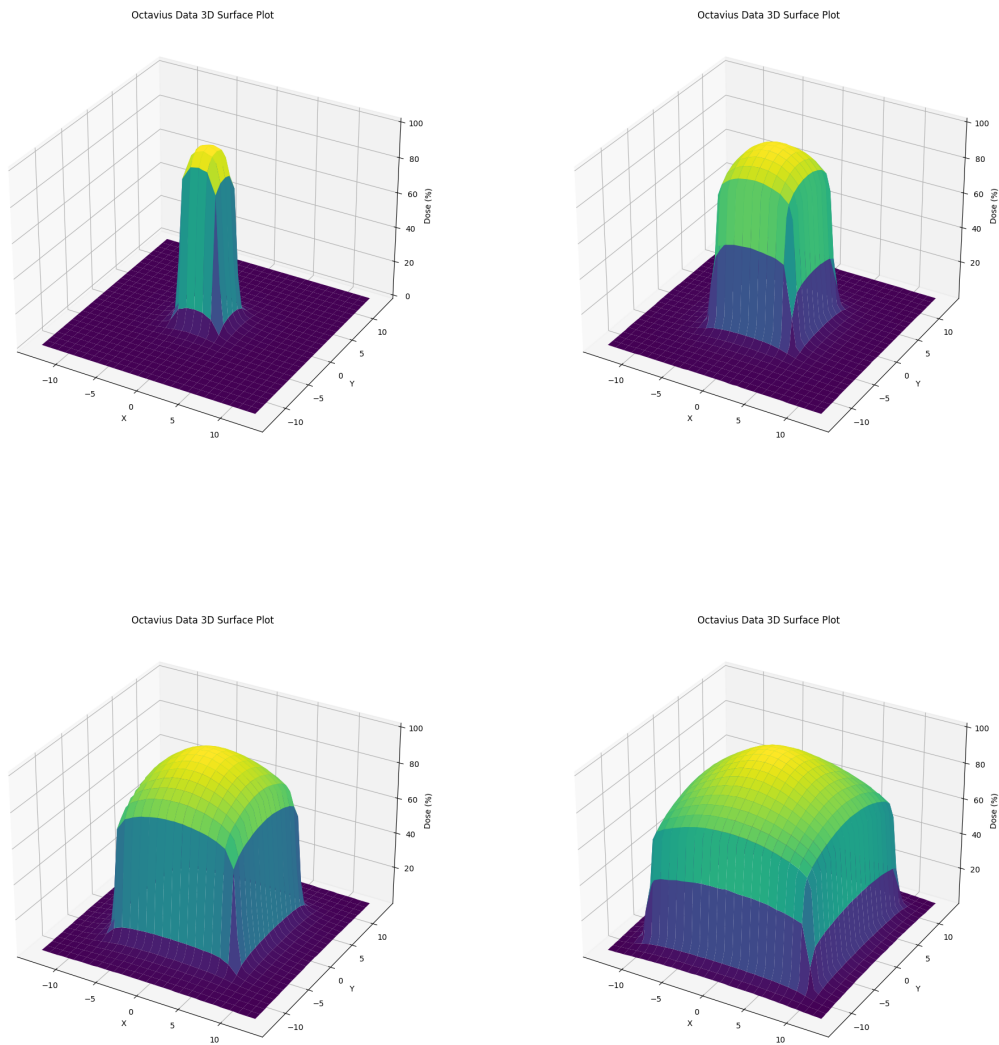


Figura A.3: Perfis de dose tridimensionais medidos pelo Octavius a diferentes dimensões de campo.

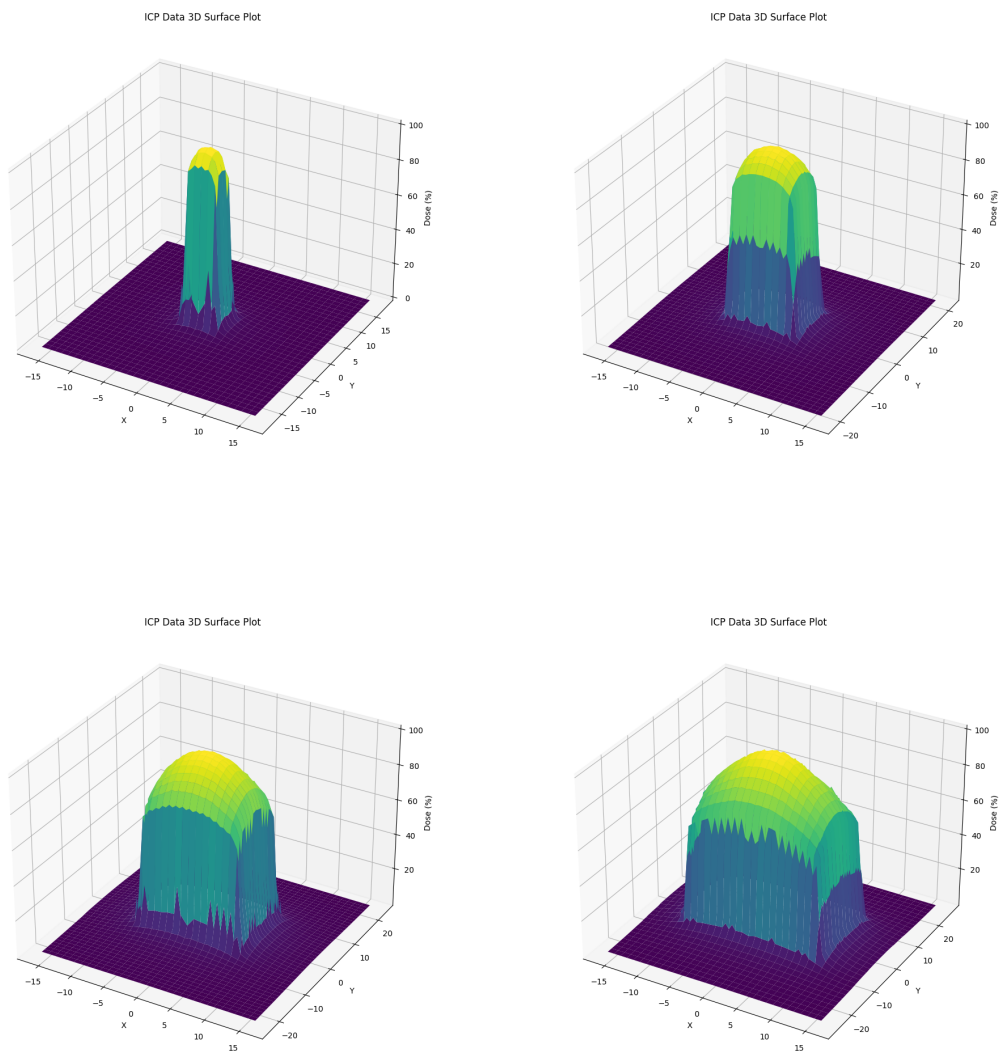


Figura A.4: Perfis de dose tridimensionais medidos pelo IC Profiler a diferentes dimensões de campo.



2024

Comparação de sistemas multidetores de radiação para controlo de qualidade do acelerador linear Varian Halcyon Bárbara Ferreira



NOVA

UNIVERSITY OF LISBON

NOVA FCSH

NOVA FCT

NOVA FEF

NOVA FEP

NOVA FGE

NOVA FGV

NOVA FIM

NOVA FISI

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FFLUP

NOVA FIMM

NOVA FIO

NOVA FISEP

NOVA FJ

NOVA FLEP

NOVA FM

NOVA FNM

NOVA FOP

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN