

Instituto Politécnico de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Estudo de três sistemas de imobilização utilizados em Radioterapia – perspetiva atual e futura

Mestrando: Marco Alexandre Amador Caetano

Orientador: Fátima Monsanto (ESTSeL)

Mestrado em Radioterapia

Lisboa, Janeiro de 2014

Instituto Politécnico de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

**Estudo de três sistemas de imobilização
utilizados em Radioterapia – perspetiva atual e
futura.**

Mestrando: Marco Alexandre Amador Caetano

Orientador: Fátima Monsanto (ESTSeL)

Júri: Elisabete Almeida Carolino
Anabela Gregório Dias

Mestrado em Radioterapia

(Esta versão inclui as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, Janeiro de 2014

Dedicatória

Ao suporte e ajuda
da minha esposa
Débora
e à paciência da minha filha
Ester
que dispensou várias horas
de brincadeira.

Agradecimento

Com sincero agradecimento à Professora Fátima Monsanto pelo apoio prestado no desenvolvimento desta investigação, bem como à Professora Elisabete Carolino pelo acompanhamento e aconselhamento estatístico.

Já Sócrates, o filósofo, disse “Para conseguir amizade de uma pessoa digna é preciso desenvolver em nós as qualidades que naqueles admiramos.” Um agradecimento em especial à Cecília, Miriam e Hamilton.

Resumo

Em oncologia e de acordo com a literatura, 50 a 60% dos doentes realizam Radioterapia. Destes, cerca de 40% são integrados em esquema de tratamentos de Radioterapia paliativa. Um aspeto fulcral para o sucesso da realização do tratamento de Radioterapia consiste no posicionamento adequado do doente, e tentar garantir que este posicionamento seja reprodutível entre as diversas sessões de tratamento. Os sistemas de imobilização tem um papel preponderante para garantirem este requisito, No entanto, verifica-se no dia-a-dia que os sistemas disponíveis comercialmente nem sempre apresentam a melhor solução que garanta um posicionamento confortável ao doente, logo poderá dificultar a sua imobilização. Para além disto é essencial contar com a colaboração do doente, devendo este ser informado e treinado para se manter imóvel durante o tratamento.

É objetivo deste estudo recolher informações bibliográficas sobre a utilização de equipamentos de imobilização, tendo como critérios de análise o conforto para o doente e a reprodutibilidade do posicionamento diário, com maior ênfase em tumores de cabeça e pescoço, mama e pélvicos. Com base nas informações bibliográficas, foi realizado um estudo prático com um grupo de 19 doentes consecutivos tratados em colchão de vácuo, no Centro Oncológico Dr^a Natália Chaves.

Considera-se que os três sistemas de imobilização (sistema de fixação de máscaras, apoio de mama e imobilizadores pélvicos) atualmente utilizados poderão ser melhorados. Os dados estatísticos na reprodutibilidade do colchão de vácuo justificam a oportunidade para melhorar os sistemas de imobilização. Neste sentido com este trabalho, pretende-se apresentar uma proposta de mesa de tratamento robotizada que teoricamente, poderá aumentar o conforto do doente durante tratamento e, conseqüentemente a reprodutibilidade ao longo do tratamento de Radioterapia.

Palavras-chaves: Radioterapia; sistemas de imobilização; reprodutibilidade; posicionamento.

Abstract

According to the literature, 50 to 60% of all oncology patients receive radiotherapy treatment. From these patients, about 40% receive radiotherapy with palliative intention.

A major factor for the success of the radiotherapy treatment is the right patient setup and the assurance that this setup will be reproducible during all treatment sessions.

Immobilization devices play a major role in achieving these requirements. However, on daily practice, the devices available on the market aren't always the best way to ensure a comfortable patient setup, which may hinder immobilization. Besides, one needs to rely on patient's will to collaborate, making patient information and training so important to assure he remains still during treatment sessions.

This study's goal is to obtain bibliographic information about the use of immobilization devices, analyzing its comfort for the patient and daily setup reproducibility, for head and neck, breast and pelvic tumors setup. A study for vac-lok cushions was also made, including 19 consecutive patients from Centro Oncológico Dr.^a Natália Chaves whose setup was made using this device.

Conclusions were that the three immobilization devices in literature (mask systems, breast board and pelvice devices) currently used can be improved. Statistic data on reproducibility using the vac-lok cushion also justifies the opportunity to improve immobilization devices. Therefore, it is presented in this study the idea for a robotic treatment couch which will, in theory, be able to increase patient's comfort and reproducibility of setup during radiotherapy treatment.

Keywords: Radiotherapy, Immobilization devices, Reproducibility, patient setup.

Dedicatória	iii
Agradecimento	iv
Resumo	v
Abstract	vi
Índice.....	vii
Índice de Quadros	ix
Índice de Tabelas	x
Índice de Figuras	xi
Siglas e Abreviaturas.....	xii
1 – Introdução.....	1
1.1 – Justificação	2
1.2 – Objetivos	3
2 – Materiais e Métodos	7
3 – Resultados.....	11
3.1 – Sistema de imobilização e localização – estudo bibliográfico	11
3.1.1 – Sistema de localização e imobilização da região anatómica de cabeça e pescoço	12
3.1.2 – Sistema de localização e imobilização da região anatómica da mama	15
3.1.3 – Sistema de localização e imobilização da região pélvica	18
3.2 – Desvios obtidos com o colchão de vácuo – resultados experimentais.....	20
3.2.1 – Análise estatística	20
3.2.2 – Análise dos erros aleatórios e sistemáticos.....	23
3.3 – Evolução da mesa de tratamento	26
3.4 – Projeto de mesa de tratamento robotizada	29
3.4.1 – Características físicas da mesa	30
3.4.2 – Validação virtual da mesa robotizada em condições de tratamento	34
4 – Discussão.....	39

5 – Conclusão.....	43
6 – Bibliografia.....	47
7 – Anexo I	53
7 – Anexo II	55

Índice de Quadros

Quadro 1 - Caracterização dos doentes e aquisição diária de imagem para correção de desvios	9
Quadro 2 - Número de doentes em cada momento temporal de aquisição.....	10
Quadro 3 - Análise de média do desvio padrão, máximo e mínimo nos três momentos de aquisição.	20
Quadro 4 - Resumo dos casos e diagrama de extremos e quartis dos desvios observados nas três direções em X, Y e Z.....	21
Quadro 5 - Histogramas da distribuição dos desvios observados nas direções X, Y e Z.	22
Quadro 6 - Histogramas com as percentagens cumulativas da distribuição dos desvios observados nas direções X, Y e Z.	23
Quadro 7- Histogramas da distribuição dos desvios sistemáticos para as direções X, Y, Z.....	24
Quadro 8 - Histogramas da distribuição dos erros aleatórios para as direções X, Y, Z.	25

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Os dez tumores mais frequentes nos homens no ROR-Sul, 2000 – 2001....	4
Tabela 2 - Os dez tumores mais frequentes nas mulheres no ROR-Sul, 2000 – 2001..	5
Tabela 3 - Os dez tumores mais frequentes no ROR-Sul, 2000-2001.....	5
Tabela 4 - Média, desvio padrão, mínimo, máximo para os desvios sistemáticos em cada uma das direções.....	24
Tabela 5 - Mínimo, máximo e desvio padrão para os erros aleatórios para cada uma das direções X, Y, Z.	25
Tabela 6 - Características físicas da mesa robotizada.....	31
Tabela 7 - Proporção dos materiais utilizados na construção da mesa nas duas hipóteses apresentadas.....	35

Índice de Figuras

Figura 1 - a) apoio de cabeça e pescoço <i>standard</i> , b) apoio de cabeça individualizado. Fonte: estudo de Antonetta C. Houwelings et al.	13
Figura 2 - Zona de interesse na avaliação dos deslocamentos: a) zona de cabeça e pescoço, b) crânio, c) mandíbula, d) C1 a C3, e) C4 a C6. Fonte estudo de Antonetta C. Houweling et al.....	14
Figura 3 - Plataforma de tratamento em decúbito ventral com dispositivo de posicionamento de braços. Fonte: estudo de Anna Kirby et al.....	16
Figura 4 - Esquema ilustrativo do percurso do doente desde o <i>scanner</i> por laser ao tratamento em mesa robotizada.	30
Figura 5 - Esquema das condições simuladas para avaliação de atenuação da mesa robotizada, sob diferentes hipóteses simples de constituição.	36
Figura 6 - Esquema das condições simuladas para avaliação da atenuação da mesa robotizada, sob diferentes hipóteses complexas de constituição da mesa.....	37
Figura 7 - Perfil de dose no eixo central com normalização para a água.	37
Figura 8 - Esquema de mesa de tratamento robotizada.....	54

Siglas e Abreviaturas

2D	Duas dimensões
3 - DCRT	Radioterapia conformacional a três dimensões
3D	Três dimensões
4D	Quatro dimensões
C1 – C3	Primeira vértebra cervical à terceira vértebra cervical
C3 – C6	Terceira vértebra cervical à sexta vértebra cervical
CBCT	<i>Cone beam computed tomography</i> (Tomografia computadorizada por <i>cone beam</i>)
CTV	<i>Clinical target volume</i> (volume alvo clínico)
cm	Centímetro
DRR	<i>Digitally reconstructed radiograph</i> (Imagem digitalmente reconstruída)
G II	Grau dois
G III	Grau três
GTV	<i>Gross tumor volume</i> (volume tumoral)
Gy	Gray
ICRU	International Commission on Radiation Units And Measurements
IGRT	<i>Image guided radiation therapy</i> (Radioterapia por imagem guiada)
IMRT	<i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i> (Radioterapia de intensidade modulada)
KV	Kilo voltagem
MV	Mega voltagem
OAR's	Órgãos de risco
ORL	Otorrinolaringologia
PTV	<i>Planning target volume</i> (volume alvo)
RMN	Ressonância magnética nuclear
RPM	<i>Real-time Position Management</i> TM (monotorização em tempo real do movimento Respiratório)
ROR	Registro Oncológico regional
SNC	Sistema nervoso central
TC	Tomografia computadorizada
US	Ultrassonografia
X,Y,Z	Coordenadas tridimensionais em X, Y e Z

1 – Introdução

No decurso da sua doença, 50% a 60% dos doentes oncológicos, irão necessitar de tratamentos de Radioterapia⁽¹⁾. Com o avanço tecnológico os tratamentos tornaram-se mais conformacionais, mais complexos e mais individualizados, permitindo uma maior eficácia no tratamento.

Pretende-se com o tratamento de Radioterapia irradiar devidamente o volume alvo clínico (*Clinical Target volume* - CTV) com a dose prescrita pelo Radio-Oncologista, evitando lesar os órgãos de risco (OAR'S) específicos envolvidos, administrando-lhes o mínimo de dose possível. Com o aumento do rigor na localização do tumor e a melhoria significativa dos sistemas de verificação pré-tratamento com recurso a imagem guiada (IGRT), pretende-se diminuir a margem a atribuir ao CTV, e assim potencialmente diminuir efeitos secundários⁽²⁾.

A Radioterapia é uma modalidade de tratamento do cancro que tem evoluído exponencialmente ao longo dos anos a nível tecnológico e científico, assumindo um papel central no tratamento de neoplasias malignas com probabilidade de sucesso terapêutico. Antes do aparecimento da técnica de aquisição de imagem por fluoroscopia¹, os campos de tratamento baseavam-se na palpação e ou visualização de marcações feitas ao nível da pele. A possibilidade de aquisição de imagem permitiu ao Radio-Oncologista uma visualização da zona a tratar, tendo por referências as estruturas anatómicas⁽¹⁻²⁾.

A tomografia computadorizada (TC) tornou-se uma prática indispensável para o planeamento de Radioterapia. Para a sua realização, o doente é colocado em posição de tratamento, usando sistemas de imobilização/localização, de acordo com a sua anatomia/patologia e limitações. Com a correta colocação do doente em posição de tratamento, são adquiridas as imagens para o planeamento. Estas são posteriormente exportadas para o sistema de planeamento do tratamento, onde o médico Radio-Oncologista irá delimitar os diversos volumes de interesse. A otimização do planeamento é fundamental para que a distribuição de dose seja o mais homogênea possível, para que o volume alvo receba a dose prescrita e que se proteja (tanto quanto possível) os OAR's adjacentes⁽³⁾. Em Radioterapia curativa, o volume alvo irradiado com altas doses de radiação deve abranger todo o tumor e extensões

¹ Técnica que fornece imagens em movimento e em tempo real do corpo humano, a partir de um emissor de Rx com posterior visualização num monitor.

microscópicas da doença, e deve ser mantido tão pequeno quanto possível para minimizar os danos nos tecidos normais adjacentes⁽²⁻⁴⁾.

Devido à constante evolução tecnológica, que se tem evidenciado nas últimas décadas, houve um grande desenvolvimento na área dos aceleradores lineares e no planeamento assistido por computador, tornando possível gerar imagens a três dimensões ou a quatro dimensões (4D), com objetivo de realizar um tratamento com uma melhor conformação do feixe de radiação – Radioterapia conformal a três dimensões (3-DCRT), intensidade modelada (IMRT), IGRT e monotorização em tempo real do movimento respiratório (RPM). Termos como *gross tumor volume* (GTV), CTV, *planning target volume* (PTV) e avaliação do histograma dose volume, tornaram-se comuns no vocabulário da Radioterapia⁽⁴⁻⁶⁾.

Nos últimos anos desenvolveram-se diferentes sistemas mecânicos que permitem melhorar a imobilização do doente e melhorar a localização da zona a tratar. Há necessidade que o doente fique o mais imóvel possível durante o tratamento. Para tal, o doente deve ser devidamente informado tomando conhecimento dos riscos envolvidos, sendo fundamental o seu treino e que seja participante ativo para manter a imobilidade durante o tratamento.

Considera-se que o sistema de imobilização mais adequado é aquele que permite garantir o posicionamento confortável e seguro do doente, de modo a assegurar uma correta irradiação do CTV. O seu reposicionamento diário deverá ser rápido e fácil de executar e, idealmente, o sistema de imobilização não deveria afetar as características do feixe de irradiação nomeadamente se for necessário o feixe atravessá-lo antes de chegar ao doente. Contudo, é de esperar que nenhum sistema de imobilização seja perfeito^(5,7).

1.1 – Justificação

A indústria de materiais de imobilização utilizado em Radioterapia tem lançado no mercado diferentes dispositivos que tentam corresponder ao propósito de se obter maior precisão na localização do volume alvo para administração da radiação. Assim, os sistemas de imobilização utilizados nas diversas patologias deverão ser fiáveis e reprodutíveis com o intuito de garantir o correto alinhamento e reposicionamento do doente. As suas construções tem sido concebidas de forma a tentar satisfazer as necessidades de acordo com a patologia, tendo sempre alguma flexibilidade para se adaptar a diferentes anatomias e/ou limitações dos doentes. A arquitetura destes dispositivos deve assegurar a rigidez necessária para uma maior imobilização e um nível adequado de conforto de modo a garantir a colaboração do doente⁽²⁻⁷⁾.

O reposicionamento incorreto do doente pode ocorrer devido a erros de *set-up* que podem persistir durante todo o tratamento (erros sistemáticos) ou pode variar de forma imprevisível em torno de um valor médio (erros aleatórios)⁽²⁻³⁾.

Geralmente os erros sistemáticos têm maior impacto a nível clínico do que os aleatórios. Embora seja impossível eliminar todos os erros, um conhecimento das imprecisões do reposicionamento que ocorre durante a irradiação (erros sistemáticos) deverão permitir a redução de margem e incrementar o aumento de dose ao CTV, melhorando o controlo local e, provavelmente a sobrevida⁽³⁻⁴⁾. Alguns autores⁽³⁻⁵⁾ defendem que os erros aleatórios no tratamento associados aos erros provocados por sistemas de imobilização desadequados pode ser uma causa importante na recorrência tumoral local.

O posicionamento para o tratamento é um dos componentes mais importantes do planeamento e tratamento em Radioterapia. De acordo com o protocolo internacional ICRU - *International Commission on Radiation Units and Measurements*⁽⁶⁾, o volume planeado deve ser irradiado uniformemente com até +7% ou - 5% da dose prescrita. É de máxima importância que o doente ao longo das várias sessões de tratamento seja posicionado nas mesmas condições aquando da aquisição da TC de planeamento, garantindo a reprodutibilidade do tratamento planeado. Para um melhor reposicionamento diário, poder-se-á optar por corresponder as marcações cutâneas do ponto do isocentro a referências existentes nos sistemas de imobilização. Por sua vez, os sistemas de imobilização do doente devem ter correspondência à mesa de tratamento através de indexação⁽⁸⁾.

Na prática clínica há, frequentemente, por parte dos doentes, manifestações de desconforto devido à dureza do material utilizado nos sistemas de imobilização. A realização para o estudo foi motivada por este fator aliado a toda a problemática descrita com os sistemas de imobilização.

1.2 – Objetivos

Para uma irradiação homogénea da lesão tumoral e a administração mínima dose nos tecidos são adjacentes, o controlo sobre os movimentos do doente deve ser preciso. Tratamentos complexos e a correta localização tumoral, recorrendo ao planeamento conformacional e auxiliares para uma maior precisão do tratamento (IGRT, RPM) não serão úteis se o doente não permanecer imóvel. Consideramos, no entanto que poderá haver um salto qualitativo nos sistemas usados, aumentando o conforto e a reprodutibilidade do tratamento, independentemente do *performance status* do doente^(1,7).

O presente estudo pretende também avaliar a reprodutibilidade de dispositivos que auxiliem na imobilização de três patologias comuns (Sistema Nervoso Central (SNC)/Otorrinolaringologia (ORL), mama e pélvica) em doentes sujeitos a tratamentos de Radioterapia. São objetivos deste trabalho os seguintes pontos:

- 1) Pesquisa bibliográfica no sentido de avaliar a reprodutibilidade de dispositivos que auxiliem na imobilização de 3 diferentes patologias:
 - a) ORL
 - b) Mama
 - c) Zona pélvica;
- 2) Estudo de possíveis erros na irradiação do volume alvo ao longo do tratamento de Radioterapia de um sistema de imobilização, colchão de vácuo, devido a deformação do mesmo;
- 3) Proposta e validação virtual de uma mesa de tratamento robotizada adequada às limitações físicas do doente.

A seleção das patologias referidas acima deveu-se a, segundo publicação do Registo Oncológico Regional - Sul (ROR – Sul) de 2000/01⁽⁹⁾, estarem entre os dez tumores mais frequentes. Os dez tumores mais frequentes por sexo estão ordenados nas tabelas 1, 2 e 3.

Verifica-se que os tumores de próstata são os tumores mais incidentes no sexo masculino. Os tumores de bexiga, reto e laringe, ocupam respetivamente o quinto, sexto e oitavo lugar dos tumores mais frequentes do sexo masculino (tabela 1).

Topografia (ICD-O-3)	Descrição	Nº de casos
C61	Próstata	4140
C33+C34	Traqueia, Brônquios e Pulmão	2102
C18	Cólon	1790
C16	Estômago	1333
C67	Bexiga	1240
C19+C20	Reto	1158
	Linfoma não Hodgkin	681
C32	Laringe	503
C15	Esófago	364
C64	Rim	355

Tabela 1 - Os dez tumores mais frequentes nos homens no ROR-Sul, 2000 – 2001

Nas mulheres o tumor da mama ocupa o primeiro lugar na incidência, sendo os tumores do cólon os segundos tumores mais frequentes, neste sexo (tabela 2).

Topografia (ICD-O-3)	Descrição	Nº de casos
C50	Mama	4643
C18	Cólon	1441
C16	Estômago	839
C54	Corpo do Útero	822
C19 + C20	Reto	696
C55	Colo do Útero	664
	Linfoma não Hodgkin	627
C56	Ovário	504
C33+C34	Traqueia, Brônquios e Pulmão	486
C73	Glândula Tiroideia	380

Tabela 2 - Os dez tumores mais frequentes nas mulheres no ROR-Sul, 2000 – 2001

Os dez tumores mais frequentes no que respeita à incidência, considerando ambos os sexos e excluindo os tumores de pele, apresentam-se na tabela 3.

Topografia (ICD-O-3)	Descrição	Nº de casos
C50	Mama feminina	4643
C61	Próstata	4140
C18	Cólon	3232
C33+C34	Traqueia, brônquios e pulmão	2588
C16	Estômago	2172
C19+C20	Reto	1854
C67	Bexiga	1582
	Linfoma não Hdgkin	1308
C54	Corpo do Útero	822
C53	Colo do Útero	664

Tabela 3 - Os dez tumores mais frequentes no ROR-Sul, 2000-2001

Uma das possíveis consequências do cancro é a sua proliferação metastática. Metástases ósseas podem surgir em cerca de 85% dos doentes com cancro da mama, próstata e pulmão^(1,3). Um dos sintomas mais comuns neste tipo de doentes é dor insidiosa e geralmente, de difícil localização ^(1,3).

2 – Materiais e Métodos

Este trabalho assenta numa revisão sistemática da literatura de forma a reunir os estudos que pensamos que melhor definem o valor dos sistemas de imobilização e posicionamento usados no tratamento de várias patologias com Radioterapia. Os estudos foram pesquisados nas bases de dados PUBMED e Elsevier.

Foram selecionados artigos publicados nas revistas *Radiotherapy & Oncology* e *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, por estarem associadas a instituições internacionais de referência na área da Radioterapia e por apresentarem a maior quantidade de publicação de artigos científicos na Europa e nos Estados Unidos.

Os seguintes termos de pesquisa foram utilizados: “*treatment position, prone position, supine position, breast board immobilization, head and neck immobilization, pelvic immobilization*”. Para serem selecionados para o estudo, os artigos tinham de cumprir com os seguintes critérios de elegibilidade:

- As palavras-chaves devem estar incluídas no título ou *abstract*;
- Comparação entre dispositivos de imobilização tanto em decúbito dorsal como em decúbito ventral;
- O erro de *set-up* associado à utilização do sistema de imobilização;
- Análise de dose entre o volume alvo e os OAR's;
- Os estudos incluem artigos originais em inglês publicado entre Janeiro de 2010 e Dezembro 2011;
- Estudos correspondentes a patologias do SNC ou cabeça e pescoço, mama e zona pélvica.

Usando a pesquisa bibliográfica, foram identificados 96 artigos, dos quais 10 preencheram os critérios de elegibilidade. Nenhum artigo de revisão sobre as vantagens de um sistema de imobilização e posicionamento foi encontrado. A maioria dos estudos analisados neste trabalho são prospectivos, retrospectivos e comparativos de planeamento.

O colchão de vácuo é um sistema de imobilização e posicionamento individualizado alternativo aos sistemas de posicionamento comuns na maioria dos departamentos de Radioterapia, que facilmente se adapta à forma anatómica do doente. São fabricados na sua maioria em *nylon*, que é um material mais resistente aos danos que levam à perda de vácuo⁽⁸⁾. No seu interior existem pequenas esferas de poliestireno que em vácuo vão conferir a rigidez e forma desejada⁽⁸⁾. Atualmente existe uma grande

variedade de tamanhos, podendo-se adaptar a qualquer zona anatómica sujeita a tratamento.

O uso de colchão de vácuo pressupõe uma contínua monitorização das condições do colchão, desde o dia de planeamento até ao último dia de tratamento. A perda de vácuo poderá causar erro na cobertura do PTV, aumentando a probabilidade de recidiva local e o aumento da toxicidade nos tecidos são adjacentes^(2, 8).

Dos estudos apresentados, regra geral, o facto do colchão de vácuo ser incorporado ao sistema de imobilização, diminui o erro sistemático associado^(10 - 12, 15 - 23). A indústria já se apercebeu que os apoios crânio-cervicais utilizados na maioria dos departamentos de Radioterapia devem ter a possibilidade de adicionar uma almofada de vácuo, se necessário, o que aumentará a reprodutibilidade e o conforto do doente⁽¹⁸⁾.

Visto que um sistema de reposicionamento e imobilização perfeito não existe, o colchão de vácuo pode ser utilizado em situações em que os sistemas mais comuns não se adaptem às limitações ou necessidades do doente aquando da TC de planeamento. Para reforço desta ideia, realizou-se um estudo que pretende avaliar os desvios longitudinais, laterais e verticais relativo ao isocentro de tratamento, em dezanove doentes planeados em colchão de vácuo. Os desvios foram analisados com recurso ao sistema de aquisição de imagem existentes na instituição, comparando com a imagem de referência previamente definida. Os doentes foram tratados no Centro Oncológico Dr.^a Natália Chaves, entre 1 de Agosto de 2011 e 30 de Maio de 2012, planeados em colchão de vácuo, em patologias com localização torácica, abdominal, pélvica e membros inferiores. Os desvios apresentados são representativos de imagens adquiridas pré tratamento, com correção *a posteriori*. Em cerca de 63,2% dos doentes recorreu-se a imagem diária para correção do erro associado ao reposicionamento.

Este estudo pretende analisar se ao longo do tratamento, com a deformação do colchão, ocorrem erros na irradiação do volume alvo. Considera-se para esta análise que se os desvios presentes se mantiverem constantes e dentro dos valores aceites na instituição (inferiores a 2 mm), o colchão de vácuo é um bom recurso no planeamento do tratamento de Radioterapia.

Os doentes realizaram TC de planeamento (Tomografia Computorizada – Siemens Somatom™) onde foi escolhido o seu posicionamento. Conforme a região anatómica de interesse, assim se moldou o colchão de vácuo. Foram colocadas tatuagens de referenciação definitiva na pele do doente, anteriormente na linha média e lateralmente no alinhamento dos lasers, definindo o corte zero. Os cortes de TC têm a espessura de 3 mm.

Os doentes foram tratados num dos aceleradores lineares disponíveis no serviço. Durante o tratamento, os doentes foram reposicionados conforme a descrição do posicionamento na ficha clínica aquando da TC de planeamento. Todos os dias os doentes são reposicionados utilizando as marcações na pele no ponto do isocentro, com ajuda dos sistemas de lasers existentes na sala de tratamento.

Características dos doentes

Número de doentes	19
Idade (anos)	
Média	61,2
Amplitude	[28;83]
Localização	
Membros Inferiores	11
Membros superiores	1
Zona Pélvica	2
Metástases ósseas	5
Género (%)	
Masculino	67,4%
Feminino	32,6%
Imagem Diária (%)	
Sim	63,2%
Não	36,8%

Quadro 1 - Caracterização dos doentes e aquisição diária de imagem para correção de desvios

Conforme já referido, para 63,2% dos doentes recorreu-se a imagem diária. As imagens adquiridas foram comparadas com a imagem de referência DRR (imagem gerada por reconstrução digital dos cortes de TC de planeamento), que permite detetar e quantificar os desvios, calculados sob a forma de coordenadas tridimensionais (X,Y,Z). De acordo com o protocolo da instituição, desvios inferiores ou iguais a 0,2 cm são ignorados; desvios superiores a 0,2 cm são corrigidos. A amostra de doentes contém doentes de várias patologias e número de tratamentos diferente (números de tratamentos totais estão compreendido entre 10 e 33). Os desvios analisados neste trabalho correspondem à primeira aquisição (aquisição 1), a meio do tratamento (aquisição 2) e ao último momento de aquisição (aquisição 3), conforme quadro 2.

Período Temporal	Doentes adquiridos
Aquisição 1 (segundo dia de tratamento)	19
Aquisição 2 (meio do tratamento)	18
Aquisição 3 (último momento adquirido)	12

Quadro 2 - Número de doentes em cada momento temporal de aquisição.

Um doente não completou o tratamento, não havendo lugar a aquisição a meio do tratamento. Seis doentes correspondem a tratamentos paliativos de dez frações, sendo apenas adquiridos em dois momentos, no início e a meio do tratamento.

3.1 – Sistema de imobilização e localização – estudo

bibliográfico

Os sistemas de imobilização facilitam o rigor no reposicionamento diário do doente^(2, 4).

Os sistemas de imobilização devem obedecer a alguns critérios:

- O doente deve estar posicionado confortavelmente;
- O doente deve sentir-se em segurança e deve ser minimizado o risco de queda;
- A imobilização e os sistemas a utilizar devem ser adequados à localização da área a tratar;
- O posicionamento deve ser rápido quando possível e fácil de reproduzir;
- Os sistemas de imobilização não devem interferir com o feixe de irradiação^(2, 7).

Embora sistemas de imobilização perfeitos não existam, espera-se que sejam o mais adaptável possível ao doente.

As técnicas de imobilização e posicionamento variam de instituição para instituição, e espera-se que todas elas sejam igualmente adaptadas às exigências de cada tratamento e limitações físicas do doente⁽⁸⁾.

Existe uma grande variedade comercial de acessórios de imobilização embora o seu uso não substitua a periodicidade de verificação através de imagem por detetor eletrónico em Mega voltagem (MV) e/ou Kilo voltagem (KV) ou Cone Beam – CT (CBCT), Imagens por Ultrassons (US), etc., do tratamento. Considera-se que o uso de sistemas de imobilização adequados à patologia e individualizados em relação a cada doente contribuirá para minimizar o erro associado ao tratamento de Radioterapia^(2 – 5, 8).

3.1.1 – Sistema de localização e imobilização da região anatômica de cabeça e pescoço

No tratamento dos doentes com patologia da região de cabeça e pescoço são utilizadas, como sistema de imobilização, máscaras termoplásticas. As máscaras utilizadas em Radioterapia são, na sua maioria, confeccionadas a partir de uma folha termoplástica. Esta folha é colocada em água quente, numa tina específica para o efeito, que passado alguns minutos torna-a maleável. É removida da água quente e moldada à face e pescoço do doente. Aquando da moldagem, a máscara é presa ao sistema de fixação de máscaras indexado previamente à mesa de tratamento. A sua confeção deve assegurar a rigidez adequada para uma máxima imobilização, conferindo um nível adequado de conforto ao doente, sendo individual e personalizada⁽⁵⁾. A posição da cabeça em hiperextensão, hipo-extensão ou em posição neutra deve ser definida de acordo com o propósito terapêutico. Deve ser confeccionada numa posição que seja adequada para o doente. Após alguns minutos de arrefecimento, a máscara está pronta para ser usada na aquisição da TC de planeamento. A máscara por princípio é utilizada do início ao fim do tratamento. No entanto, devido a fatores como o emagrecimento dos doentes ou uma diminuição significativa da lesão, esta pode ficar desajustada. Quando isto acontece, confecciona-se uma nova máscara e realiza-se um novo planeamento para garantir a correta irradiação do volume alvo de tratamento.

Outra das vantagens de ter um sistema de máscara para o tratamento em doentes com tumores de cabeça e pescoço prende-se com o facto de não ser necessário fazer marcações na pele do doente. As referências usadas para a localização da zona de tratamento são colocadas na própria máscara. A maior desvantagem descrita é o facto de o uso de máscara potenciar o aumento de dose à pele, provocando efeitos colaterais ao nível da pele^(2, 8, 12).

Imprecisões no tratamento de doentes com cancro de cabeça e pescoço podem levar a uma subdosagem no volume alvo, aumentando o risco de recorrência local. Os erros de localização podem levar a sobredosagem nos tecidos normais adjacentes e OAR's (ex., glândulas salivares, quiasma ótico, tronco cerebral), que pode resultar em morbidade aumentada⁽⁵⁾.

Nos últimos anos, a técnica de IMRT no tratamento de patologias de cabeça e pescoço tem sido desenvolvida podendo vir a tornar-se padrão. A sua realização tem o intuito de obter uma distribuição e de administrar diferentes doses a volumes distintos, o que poderá poupar OAR's, recorrendo a diminuição de margens de segurança em torno do volume clínico. Para isso é fundamental uma correta imobilização da zona de

cabeça e pescoço tornando-se ainda mais relevante quando comparada com a Radioterapia conformacional 3D^(5, 12).

Apesar do esforço para a máxima imobilização, existem diariamente variações no posicionamento, que ocorrem porque o alinhamento é feito pelas marcações na máscara, que poderá não corresponder com a anatomia do doente^(13 - 10). Essas diferenças motivam a necessidade de melhoria na imobilização do doente para reduzir deformações^(5, 10). No interior do sistema de fixação, certas estruturas têm mais liberdade de movimento do que outras. Por exemplo, as últimas vértebras cervicais movem-se de forma diferente da mandíbula ou do crânio, podendo as apófises espinhosas das últimas vértebras cervicais apresentar uma curvatura diferente nos vários dias de tratamento⁽¹⁰⁾.

No estudo de Houweling et al⁽¹⁰⁾, a imobilização individual de cabeça e pescoço foi comparada com a imobilização em apoio de cabeça e pescoço usualmente utilizado. Vinte e dois doentes foram selecionados para o estudo, independentemente do estadió e localização da lesão, tendo sido imobilizados com a utilização de máscaras termoplásticas de cinco pontos de fixação. Dez doentes foram tratados com o apoio de cabeça e pescoço usualmente utilizado (figura 1a) e doze com o suporte de cabeça e pescoço personalizado (figura 1b) feito com espuma de impressão, de modo a garantir a moldagem da cabeça e dos ombros, conforme abaixo.

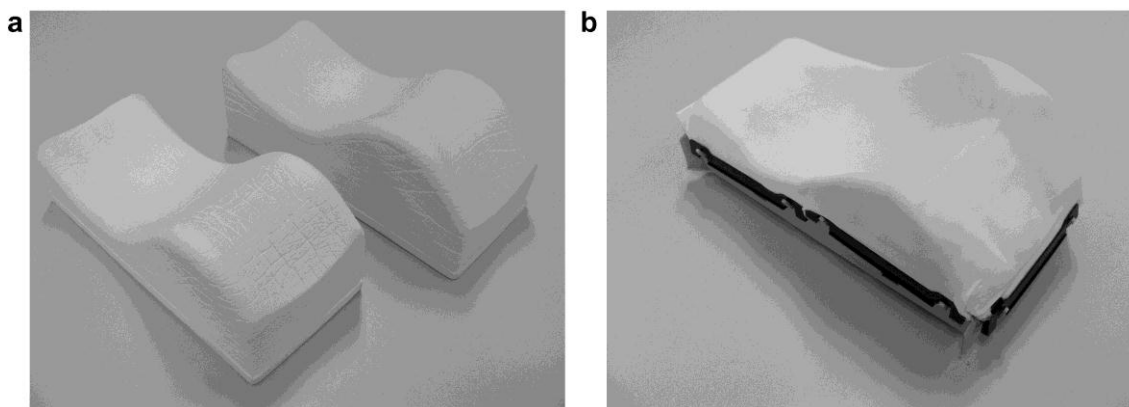


Figura 1 - a) apoio de cabeça e pescoço *standard*, b) apoio de cabeça individualizado. Fonte: estudo de Antonetta C. Houwelings et al.

Em ambos os grupos foram adquiridas imagens de verificação durante a primeira semana, antes e depois de cada fração e, depois uma vez por semana, antes de cada fração. Para cada doente, cinco zonas de verificação foram definidas para determinação das diferenças entre a imagem de referência e a de tratamento⁽¹⁰⁾. As zonas de interesse definidas foram: cabeça e pescoço, crânio, mandíbula, vértebras C1-C3 e vértebras C4-C6⁽¹⁰⁾ – Figura 2.

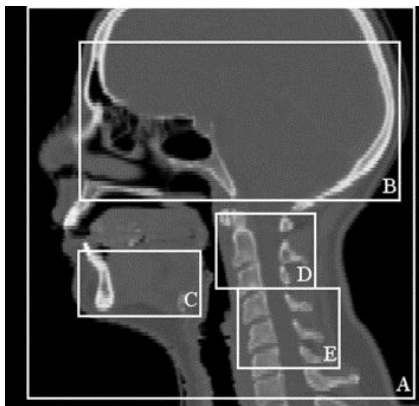


Figura 2 - Zona de interesse na avaliação dos deslocamentos: a) zona de cabeça e pescoço, b) crânio, c) mandíbula, d) C1 a C3, e) C4 a C6. Fonte estudo de Antonetta C. Houweling et al.

Os resultados mostram que o erro sistemático e o erro aleatório diminuíram significativamente quando se utiliza o apoio de cabeça e pescoço individualizado comparando com o apoio de cabeça e pescoço usualmente utilizado. As deformações entre as diferentes regiões eram menores no apoio de cabeça individualizado e maiores reduções foram observadas na região do pescoço. A imobilização usando um suporte de cabeça e pescoço individualizado, reduz o erro sistemático e aleatório dos deslocamentos e deformações. A reprodutibilidade e estabilidade dos doentes foram melhoradas⁽¹⁰⁾.

Existem projetos para novos sistemas de imobilização, nomeadamente sistemas de localização para o tratamento de lesões intracranianas. Neste sistema a máscara é substituída por um sistema de localização com colchão de vácuo e sistema de *bite-block*² a vácuo com reposicionamento, utilizando um quadro estereotáxico⁽¹¹⁾.

No estudo de Ruschin et al⁽¹¹⁾ foi utilizado o sistema de Perfexion^{®3} da Elekta[™] no tratamento de tumores intracranianos em doze doentes. Foram realizados trezentos e trinta e três tratamentos com imagem guiada por *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT) para verificação/correção diária da posição antes do tratamento⁽¹¹⁾. Os erros de *set-up* foram comparados com a imagem de referência e registados e o erro médio foi de 0.4 ± 0.3 mm na média das direções x, y e z. Os autores concluem que este tipo de dispositivo fornece uma excelente imobilização para o tratamento de lesões intracranianas com Radioterapia estereotáxica, mas que o erro associado deve ser considerado na altura de planejar o tratamento.

² Sistema que facilita o reposicionamento da mandíbula inferior, que tem a impressão da arcada dentária superior e inferior.

³ Sistema de posicionamento utilizado principalmente em doentes com lesões intracranianas sujeitos a radiocirurgia.

3.1.2 – Sistema de localização e imobilização da região anatômica da mama

Em doentes com patologia mamária, o posicionamento requerido visa assegurar uma otimização de exposição da zona alvo com o máximo de proteção do tecido são adjacente. Existem vários dispositivos que podem ser usados no tratamento da patologia mamária, entre os quais se destacam: *T-bar*, *grip pole*, *breast board*, entre outros. Podem ainda ser usados outros dispositivos personalizados (colchão de vácuo, máscara termoplástica) para garantir uma maior exatidão no reposicionamento diário^(2, 7).

Uma questão importante levantada no tratamento de doentes com cancro da mama sujeitas a Radioterapia está relacionado com o volume da mama. Algumas mulheres têm mamas de grandes dimensões e pendentes que podem causar dificuldade acrescida na altura do posicionamento para o tratamento. Durante o tratamento de toda a glândula mamária em decúbito dorsal, frequentemente pode ocorrer uma descamação húmida dolorosa da pele em zonas mais sensíveis, como seja a prega axilar e a zona infra mamária, devido ao contacto da mama pendente com a parede abdominal^(2, 8, 12 – 18). No sentido de minimizar este efeito incomodativo, foi desenvolvido um dispositivo de imobilização e localização de doentes posicionadas em decúbito ventral – apoio de mama em decúbito ventral, cujo objetivo é afastar a mama irradiada do tórax e, conseqüentemente, afastar a mama pendente da parede abdominal, diminuindo a dose no pulmão e na mama contra lateral⁽¹²⁾.

Stegman et al⁽¹³⁾, no seu estudo reportou o risco da doente desenvolver dermatite radiógena de grau II e III. Em 245 doentes tratados em posição de decúbito ventral, o risco era de 18%. Pommier et al⁽¹⁴⁾ reportou, por seu lado, que o risco de a doente desenvolver o mesmo tipo de dermatite radiógena (grau II e III) posicionada em decúbito dorsal poderia ser desenvolvida em cerca de 60% das mulheres tratadas nesta posição.

Um estudo com 18 doentes com cancro da mama (10 do lado direito e 8 do lado esquerdo), planeados com 2 campos tangenciais e posicionadas em *breast board* foram tratados. Foram adquiridas imagens ao longo das várias sessões antes do tratamento. Ao longo do tratamento não houve alterações significativas nos desvios verificados por imagem, chegando-se à conclusão de que as doentes são bem imobilizadas com o sistema de *breast board*, sendo reprodutível a sua posição ao longo do tratamento⁽¹⁵⁾.

Veldeman et al⁽¹⁶⁾ tinham como objeto de estudo a comparação da dose nos órgãos de risco na mesma doente, nas duas posições. O tratamento decorreu em decúbito

ventral, com verificação da reprodutibilidade através de CBCT diária. Este estudo demonstrou que o decúbito ventral tem resultados comparáveis ao decúbito dorsal, com a vantagem de reduzir as doses no pulmão homolateral e no coração. Verifica-se no entanto, que esta é uma técnica em que o reposicionamento do doente é mais demorado devido ao maior desconforto sentido pelo doente originado pela tensão da mama e pela compressão da mama contra lateral; denota-se também uma maior dificuldade por parte do doente em se movimentar; os profissionais têm maior dificuldade no alinhamento do doente sendo também mais problemático o controlo correto do posicionamento dos braços.

Sethi et al⁽¹⁷⁾ no seu estudo pretenderam avaliar o melhor método de tratamento da mama após cirurgia com dissecação axilar. Foram comparadas duas técnicas de tratamento 3DCRT e de IMRT para tratar mama e zona axilar em doentes posicionados em decúbito ventral e dorsal. O estudo envolveu 12 doentes com cancro da mama (9 doentes com localização à esquerda e 3 à direita) simuladas em posição de decúbito dorsal e ventral. Os doentes, aquando da simulação em decúbito dorsal,

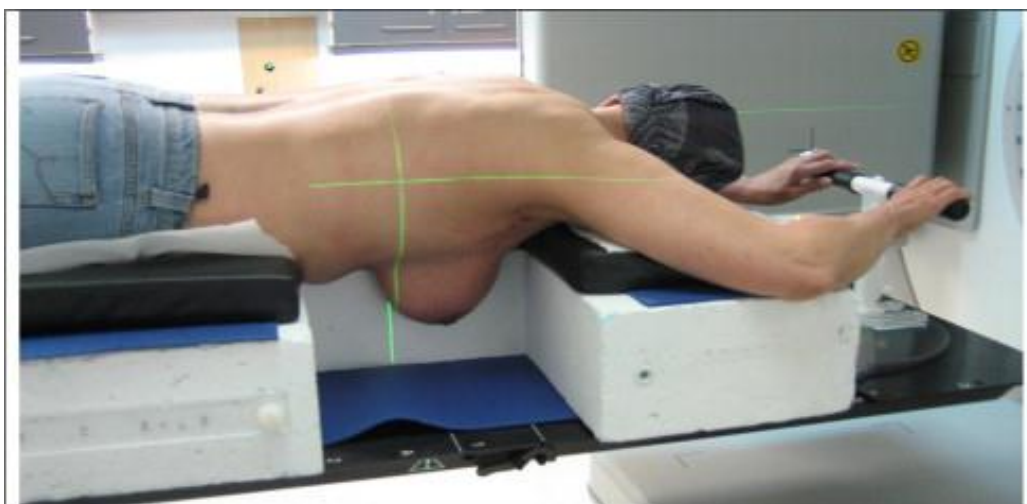


Figura 3 - Plataforma de tratamento em decúbito ventral com dispositivo de posicionamento de braços. Fonte: estudo de Anna Kirby et al.

foram posicionadas numa *breast board* com os braços posicionados acima da cabeça e com a cabeça rodada para o lado contra lateral à lesão. Um colchão de vácuo é usado na região da cabeça e pescoço para auxiliar na reprodutibilidade da posição. Após a simulação em decúbito dorsal, o mesmo doente é posicionado em decúbito ventral, com o sistema de imobilização e posicionamento *Grip Pole* com os braços acima da cabeça e com a cabeça rodada para o lado contra lateral. Um colchão de vácuo é novamente utilizado na região dos braços e cabeça para auxiliar na reprodutibilidade da posição. Em posição de decúbito dorsal foi conseguida uma melhor cobertura da região axilar e supraclavicular em comparação com a posição em

decúbito ventral. O posicionamento neste estudo não afetou a dose recebida pela mama contra lateral. Por outro lado, o planeamento em decúbito ventral reduziu significativamente a dose no pulmão ipsilateral⁽¹⁷⁾.

Kirby et al⁽¹⁸⁾, compararam a posição em decúbito ventral com a posição em decúbito dorsal em doentes submetidos a irradiação mamária após excisão local de cancro da mama em estadio inicial, em termos de viabilidade, erros no *set-up* e componente respiratória. Vinte e seis doentes foram randomizados para este estudo, sendo planeados nas duas posições. Foram feitos os planeamentos e cuidadosamente registada a posição para as duas situações. Os doentes iniciaram o tratamento em decúbito dorsal, mudando para decúbito ventral entre os tratamentos 8º e 15º. A verificação dos desvios foi feita por aquisição de CBCT e comparada com a CT de planeamento. No final do estudo, os autores concluíram que o posicionamento de decúbito ventral conforme figura 3 é viável, embora os erros associados fossem maiores quando comparados com o decúbito dorsal. Concluíram também, que existe a necessidade de aumentar as margens de CTV/PTV em doentes posicionados em decúbito ventral. Um aspeto interessante deste estudo está relacionado com o conforto relatado pelos doentes nas duas posições. Numa escala de 0 a 9 (0 não satisfeito – até 9 muito satisfeito), a posição de decúbito dorsal durante o tratamento é a que satisfaz mais o doente em questão de conforto (9 na TC de planeamento e 8,5 no tratamento), embora a diferença seja mínima comparada com a posição de pronação (8 na TC planeamento e tratamento)⁽¹⁸⁾.

Noutro estudo dos mesmos autores⁽¹⁹⁾, faz-se a comparação do tecido normal adjacente a proteger, incluindo a artéria coronária esquerda descendente na irradiação total e parcial da mama em o decúbito dorsal e ventral. Sessenta e cinco doentes com cancro da mama pós tumorectomia e linfadectomia foram submetidas a TC em decúbito ventral e dorsal. Em cada conjunto de dados, tanto na irradiação total da mama como na irradiação parcial, o pulmão ipsilateral e a parede torácica foram delimitados. Em doentes com cancro da mama esquerda, coração e artéria coronária esquerda descendente foram delimitados. Concluíram que o decúbito ventral poderá beneficiar mulheres com cancro da mama esquerda volumosas, mas não beneficia no tratamento de mulheres com cancro da mama esquerda de menor volume. No caso do cancro da mama direita em decúbito ventral, poderá beneficiar deste posicionamento independentemente do volume da mama⁽¹⁹⁾.

3.1.3 – Sistema de localização e imobilização da região

pélvica

Na irradiação de tumores pélvicos, o grande obstáculo para uma maior dose na zona alvo a tratar são os tecidos sãos adjacentes, variando consoante a patologia a tratar.

Wilder et al⁽²⁰⁾ submeteram quinze doentes com cancro da próstata ao implante de 5 sementes de ouro para localização da próstata. Todos os doentes foram tratados com braquiterapia de alta taxa de dose (22 Gy) seguida de IMRT com dose total de 50.4 Gy. Os doentes foram submetidos a duas TC de planeamento (decúbito ventral e dorsal) e foram tratados em cada uma das posições durante 14 frações num total de 28 frações. Durante os primeiros 5 dias de tratamento em cada uma das posições, foram realizadas duas imagens portais (anterior/posterior e lateral) pré e pós tratamento para analisar os desvios da próstata dentro da mesma fração. No final do tratamento, cada doente respondeu a um teste binomial de avaliação sobre a satisfação em função da posição de tratamento e os autores concluíram que, tanto em decúbito dorsal como em decúbito ventral, os movimentos anterior/posterior e inferior/superior da próstata dentro da mesma fração são idênticos (2mm) independentemente da posição de tratamento. O teste de satisfação mostrou que os doentes realizam o tratamento com maior grau de satisfação em decúbito dorsal⁽²⁰⁾.

Noutro estudo, vinte doentes com cancro da próstata foram tratados utilizando o sistema *Calypso*[®] 4D *Localization System*⁴ para monitorizar o movimento em tempo real da próstata⁽²¹⁾. Todos os doentes foram tratados em decúbito dorsal durante dez tratamentos, sendo a sessão 11^a em decúbito ventral. Ao monitorizar o movimento da próstata em tempo real é possível estudar os efeitos da posição sobre a mobilidade da mesma. Ao estudar-se a percentagem de tempo do movimento da próstata entre 3 e 5mm, este foi multiplicado por um fator de três em decúbito ventral em comparação com o decúbito dorsal. No estudo verifica-se que, para deslocamentos superiores a 7mm não houve diferença na amplitude do movimento da próstata nas duas posições. Para reduzir a toxicidade retal, a Radioterapia no cancro da próstata em decúbito ventral, pode ser uma alternativa terapêutica a ponderar, desde que os movimentos respiratórios sejam contabilizados durante o período de tratamento. Os resultados da toxicidade aguda e tardia continuam a ser avaliados em ambas as posições⁽²¹⁾.

⁴ Sistema de localização do PTV que transmite a sua posição por radiofrequência, permitindo melhorar a precisão na administração do tratamento, principalmente em doentes com cancro de próstata.

No estudo de Stromberger et al⁽²²⁾, compararam a irradiação do intestino delgado em posição prona e supina. Foram incluídos dez doentes com cancro do colo do útero em estadio de FIGO IB – III. A técnica de tratamento utilizada foi IMRT para a dose prescrita de 50.4 Gy, com prioridade máxima na otimização de cobertura do PTV para a isodose dos 95% e, em segunda prioridade, poupar o intestino delgado. O objetivo era baixar a dose recebida pela bexiga e reto. Uma questão negativa levantada relativamente à posição de decúbito ventral prende-se com o facto de que esta posição é mais instável e menos “fiável” quando comparado com o posicionamento em decúbito dorsal⁽²²⁾. Esta questão é reforçado no estudo de Siddiqui et al⁽²³⁾ em que comparam o decúbito ventral versus decúbito dorsal em doentes com patologia pélvica, e chegaram à conclusão que o reposicionamento dos doentes em decúbito ventral, comporta maiores probabilidades de erros sistemáticos, enquanto nos doentes posicionados em decúbito dorsal, o erro associado com maior probabilidade é o aleatório.

Em conclusão, o estudo de Carmen Stromberger et al⁽²²⁾ demonstrou que a nível dosimétrico para o tratamento de doentes com patologia maligna do colo do útero tratados com IMRT em decúbito ventral em *belly board* diminui o volume do intestino delgado irradiado, com uma cobertura do volume planeado idêntico aos doentes em posição dorsal. Devido à técnica de tratamento envolvida, os autores recomendam o uso de imagem guiada diária para a diminuição dos erros associados⁽²²⁾.

3.2 – Desvios obtidos com o colchão de vácuo – resultados experimentais

A análise estatística foi realizada com recurso ao programa IBM SPSS Statistics versão 20[®]. Numa primeira fase, foram calculadas as médias, o desvio padrão, o valor máximo e mínimo de cada momento de aquisição, que se encontram no quadro 3.

	Contagem	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
Desvios em X	49	0,129 cm	0,549 cm	-1,600 cm	2,100 cm
Desvios em Y	49	-0,078 cm	0,281 cm	-0,900 cm	0,700 cm
Desvios em Z	49	0,071 cm	0,499 cm	-1,100 cm	1,300 cm

Quadro 3 - Análise de média do desvio padrão, máximo e mínimo nos três momentos de aquisição.

Numa primeira fase, o tratamento estatístico e a análise de resultados foi efetuado em dois momentos. Primeiro foram analisados os desvios nas coordenadas X, Y, Z, em relação ao ponto do isocentro, nos três momentos de aquisição. Posteriormente, analisaram-se os erros aleatórios e os erros sistemáticos, recorrendo à estatística descritiva.

3.2.1 – Análise estatística

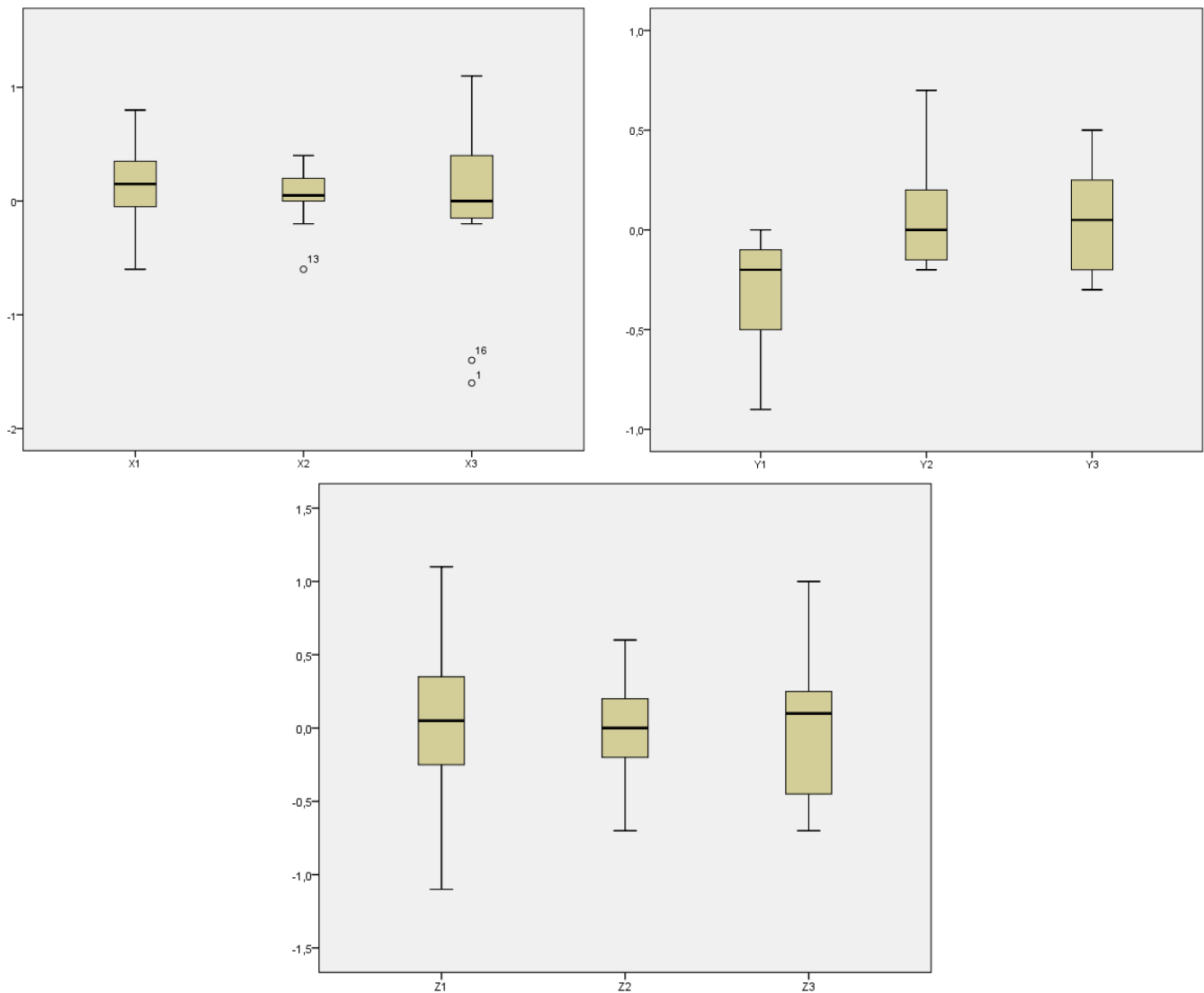
Ao longo do tratamento e em três momentos de aquisição, analisaram-se e registaram-se 49 observações nos três sentidos de deslocamento (X, Y, Z), o que perfaz um total de 147 observações. Os desvios relativos ao isocentros são expressos em centímetros (cm).

Pela observação dos dados presentes no quadro 3, podemos verificar que, em média, os desvios relativos à posição do isocentro, nas três direções analisadas são inferiores a 0,129 cm.

O quadro 3 mostra que a média dos desvios é negativa para o sentido longitudinal Y (-0,078 cm) e positiva para os outros dois sentidos (0,129 cm em X e 0,071 cm em Z).

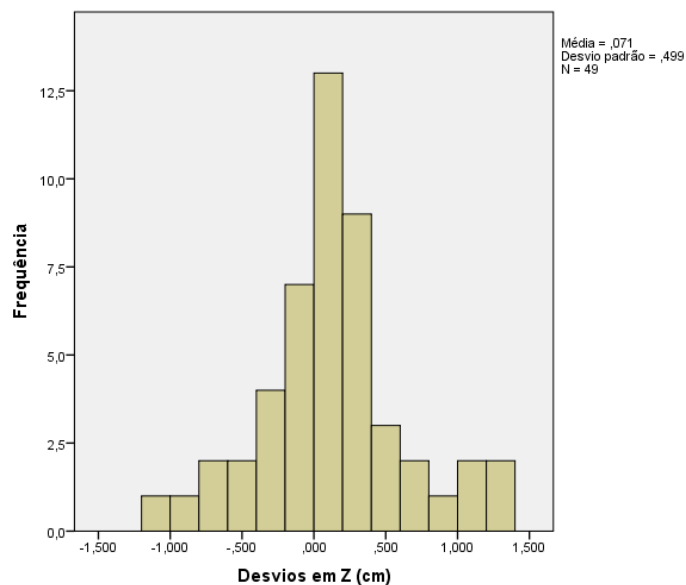
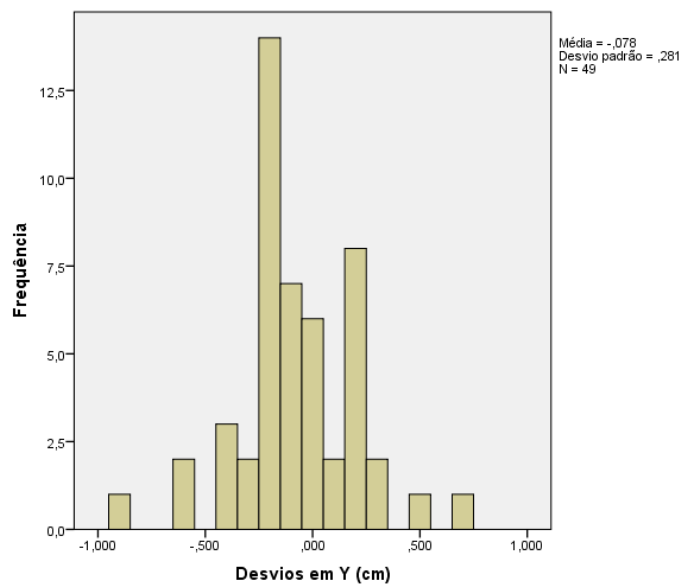
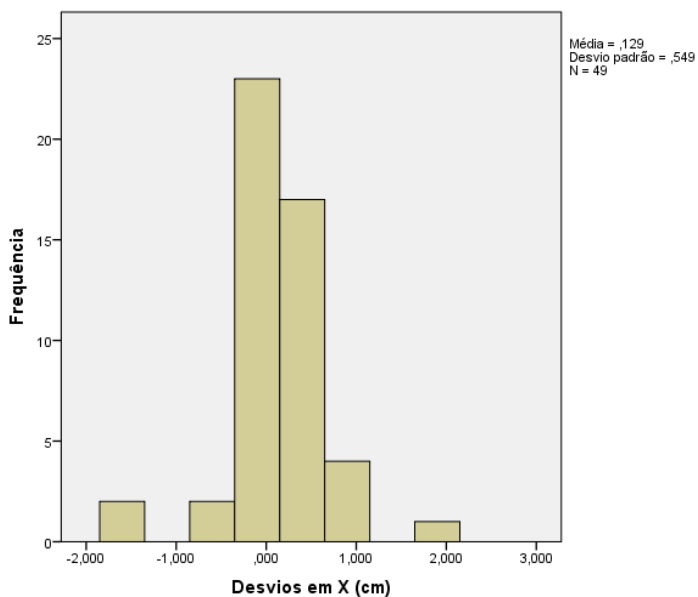
No entanto, as medidas obtidas ao longo da direção X apresentam maior amplitude (*máximo – mínimo*) de valores observados.

Fazendo a análise do *box-plot* (quadro 4), observamos a existência de “*outliers*” em X. A mediana observada está muito perto do zero.



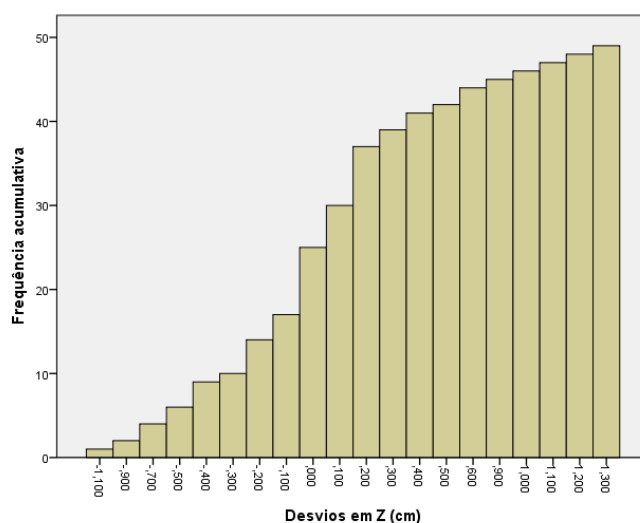
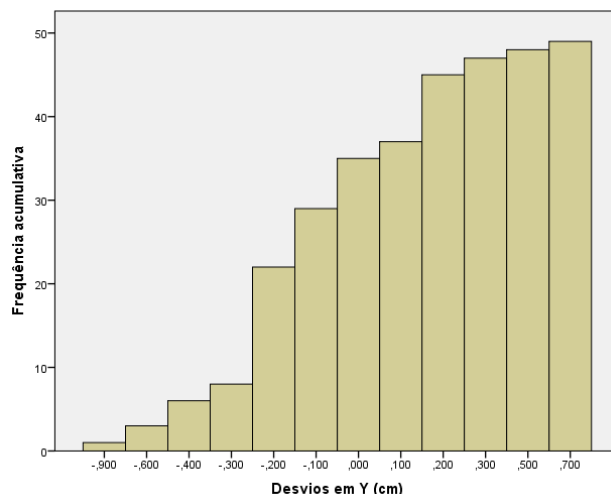
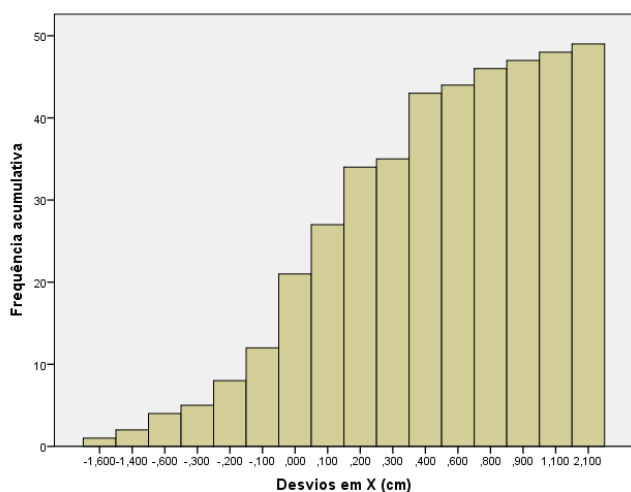
Quadro 4 - Resumo dos casos e diagrama de extremos e quartis dos desvios observados nas três direções em X, Y e Z.

Da análise dos histogramas abaixo, (Quadro 5), pode ver-se que em qualquer uma das direções analisadas (X, Y, Z) há uma maior concentração de desvios nulos e a percentagem de desvios que não pertencem ao intervalo $[-0,2; 0,2]$ é muito baixa.



Quadro 5 - Histogramas da distribuição dos desvios observados nas direções X, Y e Z.

Os histogramas com as frequências cumulativas do quadro 6 mostram também a pequena percentagem de valores que não pertencem ao intervalo $[-0,2; 0,2]$ centímetros.



Quadro 6 - Histogramas com as percentagens cumulativas da distribuição dos desvios observados nas direções X, Y e Z.

3.2.2 – Análise dos erros aleatórios e sistemáticos

Para cada direção e para cada doente, a medição do desvio entre a imagem de referência e o momento de aquisição representa o erro total do posicionamento do paciente para a sessão de tratamento em causa. Este deslocamento é uma combinação dos erros sistemático e aleatório que ocorrem durante o posicionamento.

O erro sistemático de posicionamento de cada doente é dado pelo valor médio dos deslocamentos ao longo do respetivo eixo, o que significa 18 observações para os erros sistemáticos em cada uma das direções. Um dos doentes, com uma única, aquisição teve de ser excluído.

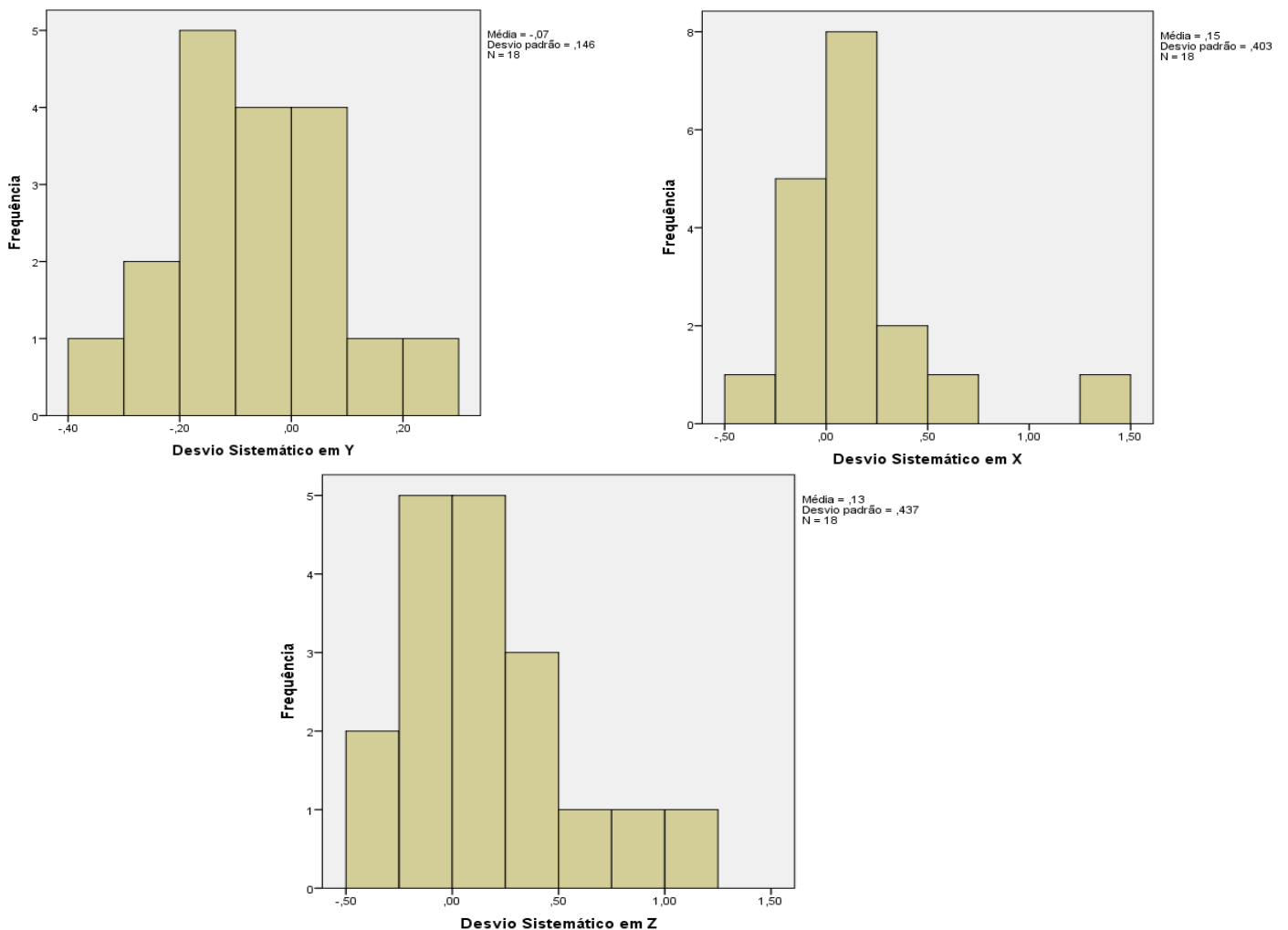
Os erros aleatórios são representados pela dispersão dos dados individuais em torno da média. Para cada doente, os deslocamentos aleatórios são determinados pela subtração do deslocamento sistemático com o deslocamento observado. Para toda a amostra, a distribuição dos desvios aleatórios é expressa por DP (desvio padrão) para

todos os valores aleatórios individuais, significando que há 49 observações para os erros aleatórios em cada uma das direções.

	Contagem	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
Desvio Sistemático em X	18	0,15 cm	0,40 cm	-0,47 cm	1,45 cm
Desvio Sistemático em Y	18	-0,07 cm	0,15 cm	-0,33 cm	0,27 cm
Desvio Sistemático em Z	18	0,13 cm	0,44 cm	-0,47 cm	1,20 cm

Tabela 4 - Média, desvio padrão, mínimo, máximo para os desvios sistemáticos em cada uma das direções.

Da observação dos resultados apresentados na tabela 4, pode ver-se que a média dos desvios sistemáticos se encontram dentro do intervalo [-0,2; 0,2] cm, para todas as direções. Estes resultados vêm ao encontro do que é apresentado nos gráficos abaixo – quadro 7.

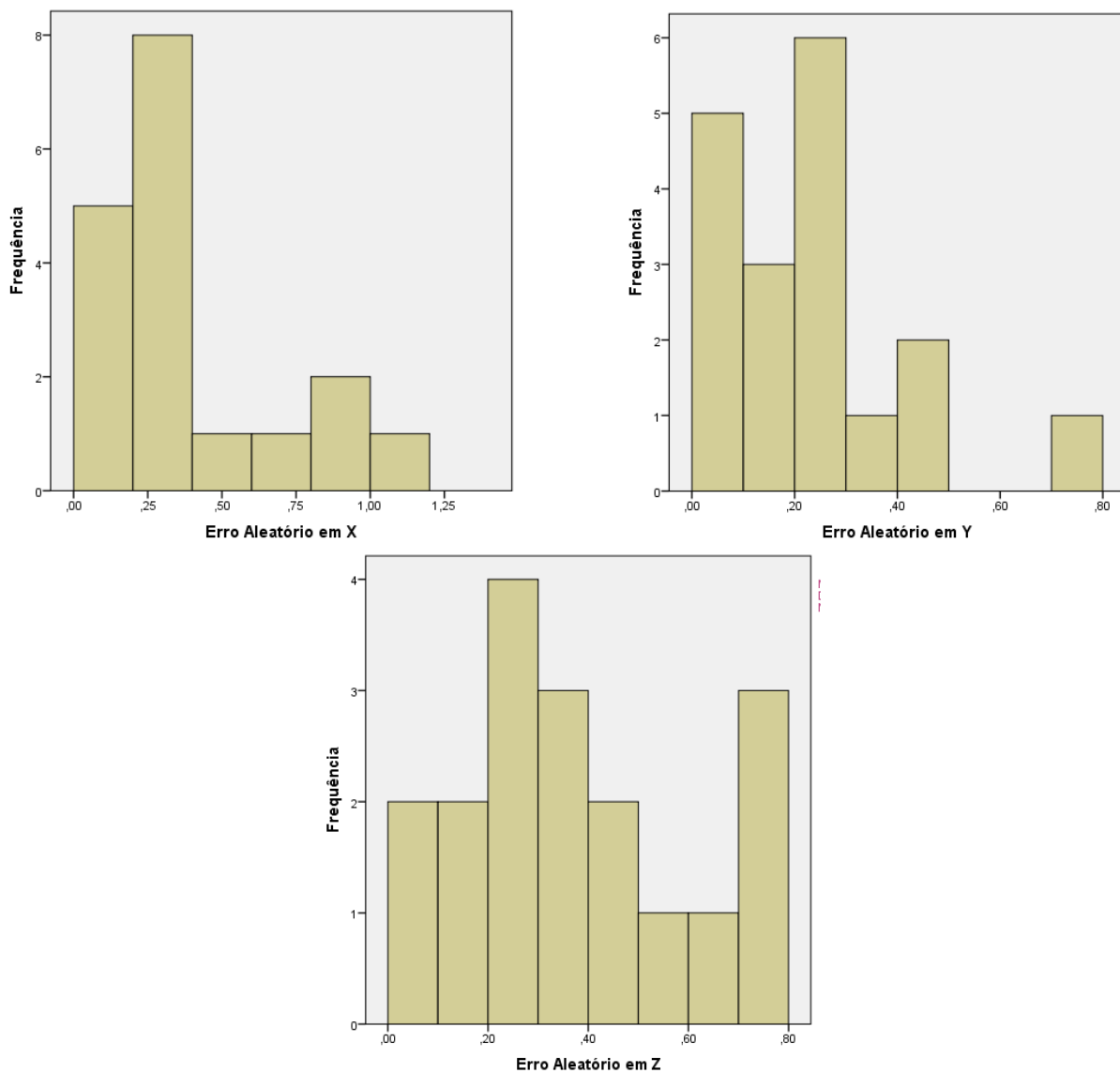


Quadro 7- Histogramas da distribuição dos desvios sistemáticos para as direções X, Y, Z.

Analisando os resultados da tabela 5, pode ver-se que há valores dos desvios aleatórios que não pertencem ao intervalo $[-0,2; 0,2]$ cm, nas direções X e Z. Estes resultados vêm ao encontro ao que é apresentado nos gráficos do quadro 8.

	Contagem	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
Erro Aleatório em X	18	0,32 cm	0,07 cm	1,06 cm
Erro Aleatório em Y	18	0,18 cm	0,00 cm	0,71 cm
Erro Aleatório em Z	18	0,23 cm	0,00 cm	0,75 cm

Tabela 5 - Mínimo, máximo e desvio padrão para os erros aleatórios para cada uma das direções X, Y, Z.



Quadro 8 - Histogramas da distribuição dos erros aleatórios para as direções X, Y, Z.

Na componente temporal dos três momentos de aquisição, não foram determinadas diferenças estatísticas significativas (teste de Friedman⁽²⁴⁾, $p_x= 0,915$, $p_y= 0,065$ e $p_z= 0,934$) em nenhuma das direções do eixo de coordenadas (X, Y, Z). Este resultado deve-se ao facto de que, dos dezanove doentes analisados, apenas doze têm informação completa nos três momentos de aquisição.

Este estudo apresenta como limitação a amostra ser reduzida e os momentos de aquisição serem reduzidos.

3.3 – Evolução da mesa de tratamento

Um dos principais materiais usados no fabrico de sistemas de imobilização utilizados em Radioterapia é a fibra de carbono⁽²⁵⁻²⁷⁾. A mesa de tratamento em fibra de carbono tornou-se o padrão no tratamento em Radioterapia devido às suas propriedades de rigidez, leveza e resistência⁽²⁷⁾. Os benefícios da utilização deste material contribuíram para mudanças no planeamento do tratamento de Radioterapia, devido à suposição geral de que a atenuação dos sistemas de imobilização não é significativo^(27, 29). Em 1991, De Mooy⁽²⁸⁾ caracterizou as propriedades da fibra de carbono e introduziu a fibra de carbono em sistemas aplicados ao tratamento de Radioterapia. Meara⁽³⁰⁾ e Langmack⁽³¹⁾ investigaram a transmissão e o *build-up* em energias de 5 MV, 6 MV e 8 MV da fibra de carbono combinado com uma variedade de outros materiais de plástico. De Ost et al⁽³²⁾ na sua investigação observaram que a atenuação no feixe de radiação em material de fibra de carbono em energias de cobalto e feixe de 6 MV é de 1%⁽³²⁾. Reportou no seu estudo que a dose à superfície aumentou na ordem dos 18% a 77% da dose máxima em energia de Cobalto, e de 21% a 55% da dose máxima em fótons de 6MV. Higgins et al⁽³³⁾ validaram as conclusões de Ost et al e concluíram que a percentagem de aumento de dose à superfície é maior para campos de dimensões mais reduzidas. Carl et al⁽³⁴⁾ sugeriram que material de fibra de carbono com espessura superior a 100 mg/cm² deve ser evitado por energias de 4 MV para reduzir a dose na pele em casos de dose total entre 54Gy e 60Gy. Myint et al⁽²⁹⁾ verificaram que em campos de tratamento oblíquos usados no tratamento de patologia de mama, SNC, pulmão, entre outros, dependendo da sua configuração geométrica, o campo de tratamento pode passar pelas barras laterais da mesa de tratamento. Nestas condições o feixe de radiação poderá sofrer uma atenuação até 16,2% da dose. Se ignorado, este erro pode ser clinicamente significativo⁽²⁹⁾. Uma das principais vantagens dos sistemas de imobilização em fibra de carbono no tratamento em Radioterapia são as baixas limitações na angulação da *gantry*, o que não acontecia antigamente devido à existência de estruturas à base de aço nas mesas de

tratamento^(32 - 36). Em campos posteriores ou oblíquos, a mesa deve apresentar uma atenuação mínima a feixes de alta energia ^(32 - 38). De Ost et al⁽³²⁾ no seu estudo mostraram que inserções na mesa de tratamento em fibra de carbono foram mais adequadas do que em polimetilmetacrilato e em fibras de madeira. Estudos realizados por Meara et al⁽³⁰⁾ que envolveram a utilização de outros materiais além da fibra de carbono, mostraram que a atenuação através da fibra de carbono era insignificante. Segundo este estudo é preciso ter alguma atenção à utilização de campos oblíquos posteriores. Vieira et al⁽³⁸⁾ comprovaram o que foi referido no estudo anterior ao mediram uma atenuação de cerca de 15% do feixe em campos oblíquos posteriores na irradiação de lesões de cabeça de pescoço. Os autores documentaram ainda no estudo que existe uma atenuação do feixe em cerca de 3% a 5% da dose total⁽³⁸⁾. Com a utilização de materiais entre o feixe de radiação e o doente, existe a probabilidade aumentada de reações a nível da pele. Emami et al⁽³⁹⁾ investigaram a tolerância normal do tecido à radiação. Wengstrom et al⁽⁴⁰⁾ mostraram que nenhum de dois cremes profiláticos utilizados no seu estudo preveniu o aparecimento de reações cutâneas. Higgins et al⁽³³⁾ mostraram que o efeito a nível da pele é maior em campos de dimensões mais reduzidas (para campos de 10 cm x 10 cm a dose à superfície aumenta quatro vezes, enquanto um campo de 40cm x 40 cm aumenta a dose à superfície em duas vezes). Vários estudos foram feitos e publicados que indicam que a atenuação da mesa em fibra de carbono poderá não ser tão insignificante com se pensava⁽⁴¹⁾. McCormack et al⁽²⁵⁾ observaram que extensão de mesa em fibra de carbono poderá atenuar o feixe em 2% em incidências diretas, a cerca de 9% em incidências oblíquas em energias de 6Mv. Myint et al⁽²⁹⁾ concluíram que se desprezar a atenuação do feixe de radiação pela mesa em fibra de carbono em campos posteriores, poderemos estar a subestimar dose clinicamente significativa em cerca de 4% a 16%, dependendo da energia do feixe e ângulo de incidência. Outro dos pontos levantados relaciona-se com a dose à superfície em alguns campos oblíquos posteriores. Butson et al⁽⁴²⁾ realizaram medições em películas da dose à pele em mesas em fibra de carbono, e relataram um aumento de 37 – 66 % da dose à pele em campos oblíquos. A fibra de carbono foi inicialmente proposta como o material ideal para a Radioterapia devido à sua força, rigidez e baixa densidade^(26 - 28). Para aplicação em Radioterapia, os estudos acima demonstram que existe atenuação do feixe de radiação que não deve ser desconsiderada em campos oblíquos posteriores e apresenta um efeito significativo de dose à pele^(28, 32 - 42). O estudo de Hope et al⁽⁴³⁾ demonstra que energias mais altas de fótons utilizados em planos de IMRT, poderão ter um efeito de poupar a pele que varia entre 5% a mais de 49% em certos casos. A utilização de energias mistas em planos de IMRT em que se utilize feixe de radiação

que atravesse dispositivos em fibra de carbono resulta em doses mais baixas à pele em cerca de 18%. Existem outros fatores menos vantajosos na utilização de fibra de carbono em Radioterapia, como a necessidade de equipamentos específicos para a produção dos dispositivos, aumentando o custo na sua produção assim como a sua não total compatibilidade com exames de ressonância Magnética dado que a fibra de carbono é material condutor, que pode aquecer e produzir artefactos de imagem na Ressonância Magnética⁽³¹⁾.

3.4 – Projeto de mesa de tratamento robotizada

O colchão de vácuo é um sistema de imobilização utilizado em Radioterapia, facilmente adaptável a um vasto número de patologias e limitações físicas do doente. Deverá haver cuidado no seu manuseamento para garantir ao longo do tratamento que a sua forma e vácuo se mantenham. O doente deverá ser treinado para o correto reposicionamento diário.

Dos estudos apresentados por patologia – cabeça e pescoço e mama, na sua maioria, a introdução de uma almofada de vácuo ou um colchão de vácuo tende a melhorar a reprodutibilidade diária do tratamento, por ser mais confortável e diminuir o erro sistemático^(10-12, 18).

A limitação do uso generalizado deste sistema de imobilização prende-se com o elevado número de doentes tratados diariamente dificultando o seu armazenamento e logística, bem como na manutenção das suas características de vácuo⁽⁸⁾.

Considera-se que seria um avanço significativo para a Radioterapia se existisse um sistema de imobilização que pudesse ser simultaneamente confortável, personalizado, não deformável após a moldagem e que se adequasse à universalidade das patologias tratadas em Radioterapia, reduzindo assim significativamente os custos de armazenamento e logística existentes. Pretende-se com as várias áreas do conhecimento, incluindo a Engenharia poder vir a construir uma mesa robotizada. Esta mesa deve ter características técnicas que permitam a individualização e moldagem ao corpo de cada doente, tendo assim em conta as limitações tanto anatómicas como as provocadas pela doença. Pensamos ser possível integrar a mesa, que se molda de forma a englobar todas as variações anatómicas dos doentes, para que o sistema de planeamento possa calcular a dose contanto com todas as alterações físicas que o feixe de radiação poderia sofrer ao atravessar a mesa robotizada – figura 4.

A construção da mesa robotizada assenta no conceito de estampagem comum dentro da Engenharia Mecânica. Através de um processo de cópia por *laser* já é possível criar informaticamente informação que permite ao computador fazer uma reconstrução a 3D do contorno do doente. Esta informação servirá para criar um negativo do doente que seria reproduzido na mesa robotizada.

Esta mesa robotizada seria constituída por pequenos “dedos” verticais que terão, no seu conjunto, a forma do contorno do doente. Os “dedos” deslocam-se verticalmente assumindo a posição já previamente estabelecida pela informação retirada do mapeamento corporal por laser do doente. A construção dos dedos será redonda na sua extremidade superior que estará em contacto com o doente, minimizando o desconforto provocado por arestas vivas – ver anexo I.

Uma forma de garantir um correto posicionamento do doente na mesa de tratamento robotizada, que corresponda ao local exato do negativo do corpo do doente, deve ser estabelecida em quatro pontos de referência – cabeça e pescoço, ombros, pélvis e pés.

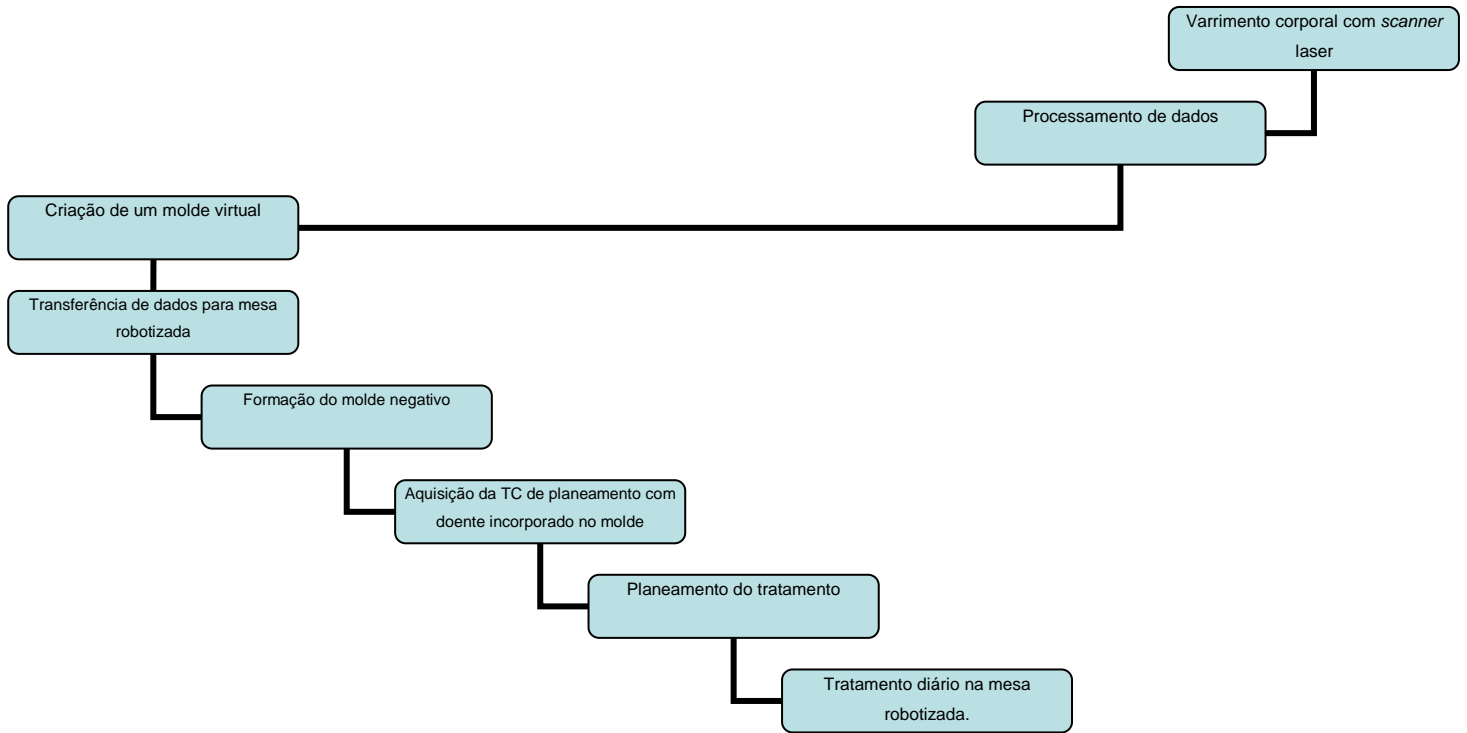


Figura 4 - Esquema ilustrativo do percurso do doente desde o scanner por laser ao tratamento em mesa robotizada.

3.4.1 – Características físicas da mesa

A mesa robotizada deverá obedecer a princípios físicos que garantam a integridade da sua estrutura suportando carga até 150 kg. Nesta situação devemos garantir também que a sua flexão seja mínima, ao longo do seu deslocamento longitudinal. Para além disto, a mesa de tratamento deve ser sólida para resistir ao dia a dia de um serviço de Radioterapia e garantir que a interferência a nível de atenuação do feixe seja a mínima possível.

Mihaylov et al, no seu estudo descreve uma mesa de tratamento convencional usada em Radioterapia constituído por um núcleo de espuma coberta por uma folha de fibra de carbono de 0,2 cm de espessura e com uma densidade de $0,7 \text{ g}\text{cm}^3$. O núcleo de espuma tem uma espessura de 4,6 cm e uma densidade de $0,1 \text{ g}\text{cm}^3$ ⁽⁴⁴⁾.

Para este projeto idealizou-se uma mesa constituída por polietileno e fibra de vidro, por estes materiais serem de uso comum a nível industrial, sendo o custo associado à sua fabricação baixo. Por outro lado, a resistência à tração da fibra de vidro é idêntica à tração da fibra de carbono (3,53 GPa versus 3,45 GPa respetivamente) e um fator

de transmissão em energia de 6 MV idêntico ($0,986 \pm 0,002$ da fibra de vidro em comparação com a fibra de carbono $0,984 \pm 0,002$)⁽³¹⁾. Embora a mesa seja composta por polietileno e fibra de vidro, a comparação feita abaixo é realizada considerando somente a fibra de vidro. A fibra de vidro possui características mecânicas que permitirão uma utilização prolongada, sem que a resistência e estabilidade estrutural se deteriore ao longo do tempo e das várias sessões de tratamento.

As características físicas dos materiais que constituem a mesa robotizada serão objeto de estudo no contexto da atenuação que provoca aquando da passagem de radiação pelos mesmos, com as características descritas na tabela 7.

Características físicas da mesa
Comprimento: 2825 mm
Largura: 800 mm
Espessura: 200mm
Espessura de fibra de vidro: 2 mm + 2 mm
Espessura de polietileno: 196 mm
Número total de dedos: 8580 unidades
Diâmetro dos dedos: 10 mm
Secção transversal total da mesa: 150000 mm ²
Secção transversal de polietileno: 146800 mm ²
Secção transversal de fibra de vidro: 3200 mm ²
Proporção de fibra de vidro da mesa excluindo os dedos: 9,59%
Características Físicas dos dedos
Número total de dedos: 8580 unidades
Diâmetro dos dedos: 10 mm
Secção transversal de um dedo: 78,54 mm ²
Hipótese 1 (dedos em fibra de vidro)
Proporção de fibra de vidro: 60,53%
Hipótese 2 (dedos em polietileno)
Proporção de fibra de vidro: 4,78 %

Tabela 6 - Caraterísticas físicas da mesa robotizada

O primeiro estudo foi realizado para estimar a secção transversal mínima da mesa de forma a suportar um paciente de 150 kg. Realizou-se o cálculo com base na fórmula matemática $S^o = F/\sigma$, em que S^o é a secção mínima da mesa, em milímetros quadrados, F é a força exercida pelo paciente com 150 kg de massa, que corresponde a 1472 Newtons (N) e σ é a tensão de rotura da fibra de vidro, corresponde a um valor de 3600 N/mm².

$$S^o = F / \sigma$$

$$S^o = 1472 \text{ N} : 3600 \text{ N/mm}^2$$

$$S^o = 0,409 \text{ mm}^2$$

O cálculo da secção mínima da mesa constituída na sua totalidade em polietileno para um paciente com os mesmos 150 kg baseia-se na fórmula matemática:

$$S^o = F / \sigma$$

$$S^o = 1472 \text{ N} : 8 \text{ N/mm}^2$$

$$S^o = 184 \text{ mm}^2$$

A secção transversal mínima ($S^o = 0,409 \text{ mm}^2$) é muito inferior à secção transversal da mesa em fibra de vidro, pelo que, não haverá rutura da mesa, mesmo que esteja sujeita ao peso de um paciente com 150 kg. Estes dados permitem-nos, também, afirmar que a mesa robotizada está apta para suportar massas superiores a 150 kg. Por outro lado a secção transversal mínima para o polietileno ($S^o = 184 \text{ mm}^2$) é muito inferior à secção transversal da mesa pelo que, não haverá rutura da mesma.

Estando o primeiro critério satisfeito, vamos estimar a flexão da mesa. Para tal considere-se um paciente de 150 kg sentado na extremidade da mesa e que esta poderá ter um deslocamento longitudinal máximo de 1,5 m.

O deslocamento vertical que a mesa robotizada terá (flecha) quando suporta o peso do paciente é calculado através da fórmula: $Y = y * \epsilon$, em que y é o deslocamento longitudinal, 1500 mm, ϵ é a deformação elástica da mesa (adimensional) e E é o módulo de elasticidade (módulo de Young)⁽⁴⁵⁾ da fibra de vidro que corresponde ao valor de 940000 N/mm².

σ^o é a tensão de elasticidade da mesa, quando sujeita ao peso (força) de um paciente com 150 kg de massa e pode estimar-se como se mostra de seguida:

$$\sigma^o = F/A$$

$$\sigma^o = 1472 \text{ N} : 3200 \text{ mm}^2$$

$$\sigma^o = 0,46 \text{ N/mm}^2$$

A deformação elástica da mesa é, então, determinada:

$$\begin{aligned}\varepsilon &= \sigma^o/E \\ \varepsilon &= 0,46 \text{ N/mm}^2 : 940000 \text{ N/mm}^2 \\ \varepsilon &= 4,8936 \times 10^{-7} \text{ N/mm}^2\end{aligned}$$

A flexão vertical que a mesa poderá ter, é dado por:

$$\begin{aligned}Y &= 1500 \text{ mm} \times 4,8936 \times 10^{-7} \text{ N/mm}^2 \\ Y &= 7,3404 \times 10^{-4} \text{ mm}\end{aligned}$$

Repete-se os cálculos para a mesa constituída por polietileno. O deslocamento longitudinal que a mesa robotizada terá (flecha) quando suporta o peso do paciente é calculado através da fórmula: $Y = y * \varepsilon$, em que Y é o deslocamento vertical, 1500 mm, ε é a deformação elástica da mesa (adimensional) e E é o módulo de elasticidade (módulo de Young) do polietileno que corresponde ao valor de 102 N/mm². σ^o é a tensão de elasticidade da mesa, quando sujeita ao peso (força) de um paciente com 150 kg de massa.

$$\begin{aligned}\sigma^o &= F/A \\ \sigma^o &= 1472 \text{ N} : 3200 \text{ mm}^2 \\ \sigma^o &= 0,46 \text{ N/mm}^2\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\varepsilon &= \sigma^o/E \\ \varepsilon &= 0,46 \text{ N/mm}^2 : 102 \text{ N/mm}^2 \\ \varepsilon &= 4,51 \times 10^{-3} \text{ N/mm}^2\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}Y &= 1500 \text{ mm} \times 4,51 \times 10^{-3} \text{ N/mm}^2 \\ Y &= 6,76 \text{ mm}\end{aligned}$$

Pelos resultados obtidos, podemos afirmar que a flexão que a mesa em fibra de vidro terá é muito reduzida e por conseguinte, quando esta tem um deslocamento longitudinal correspondente a 1.5 m fletirá $7,3404 \times 10^{-4}$ mm, valor que pode ser desprezado. Assim, estes dados permitem-nos afirmar que uma mesa robotizada e com a estrutura apresentada no anexo 1 é suficientemente resistente para corresponder às solicitações do uso diário em tratamentos de Radioterapia. Por outro lado, se considerarmos a mesa constituída na sua íntegra em polietileno, podemos afirmar que a flexão que a mesa em polietileno terá é um valor a considerar e por

consequente, quando esta tem um deslocamento longitudinal correspondente a 1,5 mm fletirá 6,76 mm. Este valor deve-se às características inerentes ao polietileno que possui uma elevada plasticidade e a sua deformação com o tempo, pode não ser recuperável.

Um aspeto importante é o cálculo da tensão de compressão nos dedos, uma vez que o paciente não ocupa completamente a superfície total da mesa, quando se senta sobre ela. Vamos convencionar que a superfície ocupada pelo paciente é de 400 x 300 mm². Nesta superfície teremos um total de 520 dedos.

Neste estudo convencionamos que o paciente tem uma massa de 150 kg que se distribui pelos 520 dedos da mesa, a que corresponde uma massa de 0,289 kg (2,84 N de força) por cada um dos dedos.

A fórmula matemática para o seu cálculo da tensão de compressão dos dedos será:

$$\sigma^* = F / S^*$$

em que S* corresponde à secção transversal dos dedos, no valor de 78,54 em milímetros quadrados, F* corresponde à força exercida pelo paciente com 150 kg de massa (2,84 N), em cada um dos 520 dedos e σ^* corresponde à tensão exercida sobre um dedo, que suporta uma força de 2,84 N em N/mm².

$$\begin{aligned}\sigma^0 &= 2,84 \text{ N} : 78,54 \text{ mm}^2 \\ \sigma^0 &= 0,036 \text{ N/mm}^2\end{aligned}$$

O valor da tensão de compressão 0,036 N/mm² é muito inferior às tensões de compressão de rutura da fibra de vidro (Hipótese 1) 35x10⁷ N/mm² e do polietileno (Hipótese 2) 3 x10⁷ N/mm²⁽⁴⁵⁾. Portanto, os dedos são tecnicamente capazes de suportar o peso do paciente que será sujeito a tratamentos de Radioterapia.

3.4.2 – Validação virtual da mesa robotizada em condições de tratamento

A mesa robotizada proposta tem na sua composição fibra de vidro e polietileno. Apresentam-se duas hipóteses com percentagens diferentes de cada material. A primeira hipótese considera a construção dos dedos autoajustáveis ao contorno externo do doente, em fibra de vidro. A segunda hipótese é a construção dos dedos em polietileno.

A proporção do material é descrito na tabela abaixo.

	Proporção dos materiais	
	Hipótese 1	Hipótese 2
Fibra de Vidro	60,53%	4,78%
Polietileno	39,47%	95,22%

Tabela 7 - Proporção dos materiais utilizados na construção da mesa nas duas hipóteses apresentadas.

A fibra de vidro é composta de 72% de sílica (SiO_2), 0,7% de Alumina (Al_2O_3) e 27, 3% de sulfato de sódio (Na_2SO_4). O polietileno é um polímero constituído por oxigénio e hidrogénio. As densidades do polietileno e da fibra de vidro são respetivamente de $0,92 \text{ g/cm}^3$ ⁽⁴⁶⁾ e $1,80\text{g/cm}^3$ ⁽⁴⁷⁾. Estas informações são importantes para a validação virtual das duas hipóteses de mesa.

O objetivo principal do planeamento de um tratamento usado em Radioterapia é determinar como a dose prescrita é depositada no tumor avaliando e reduzindo os possíveis efeitos nos tecidos sãos ou OAR's adjacentes.

A validação da mesa robotizada foi realizada num sistema de cálculo independente (não de uso clínico), recorrendo um algoritmo de cálculo de Monte Carlo com simulação do feixe de 6 MV acelerador Trilogy[®] VARIAN[®] (Medical Systems, Palo Alto, CA) realizado no software de simulação BEAMnrc/EGSnrc e cálculos de dose em fantoma realizados no DOSXYZnrc^(48, 49). Este sistema de simulação foi previamente modelado e validado por Borges et al⁽⁵⁰⁾.

Simulou-se a irradiação de um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 100 cm de distância do foco primário de elétrões, com a *gantry* posicionada com angulação de 180° para avaliar a atenuação de diferentes tipos de mesa em função do material que a constitui. Para tal, nas simulações coloca-se um fantoma de água para avaliação das curvas de dose depositada na água. Estudaram-se as seguintes situações se a mesa fosse composta por uma espessura de:

- A. Água;
- B. Fibra de vidro;
- C. Polietileno

O esquema das simulações é mostrado na figura 5.

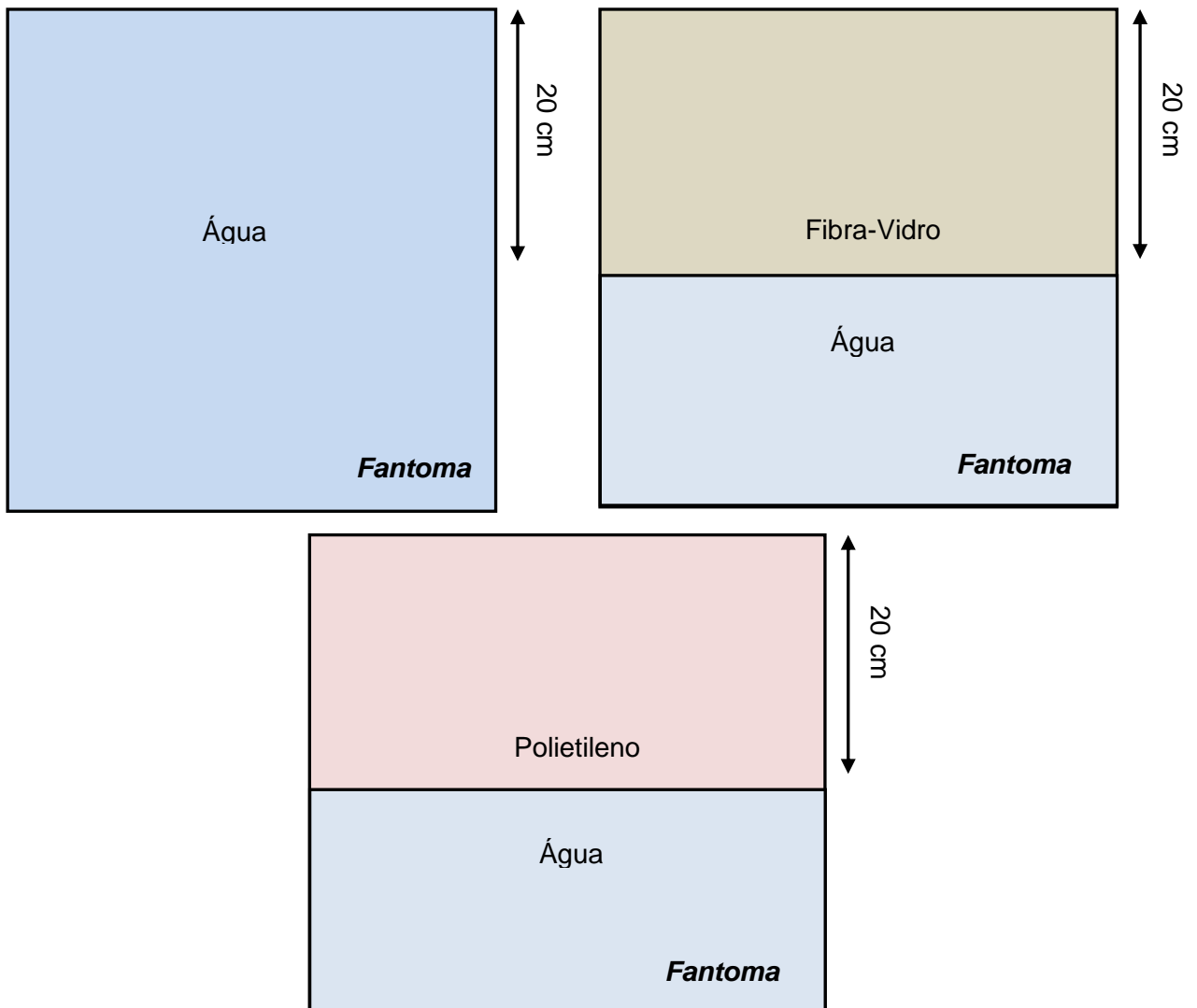


Figura 5 - Esquema das condições simuladas para avaliação de atenuação da mesa robotizada, sob diferentes hipóteses simples de constituição.

Para além destas simulações realizaram-se também simulações mais complexas com mistura de materiais para a constituição física da mesa. As hipóteses simuladas são apresentadas na figura 6. Em D simulou-se uma mesa constituída por duas camadas externas de fibra de vidro de 6 cm de espessura cada, sendo o interior da mesa constituída por polietileno, com uma espessura de 8 cm – constituição esta a que se chamou Sandwich A. Em E variaram-se as espessuras das camadas de fibra de vidro para 0,5 cm e polietileno para 19 cm – Sandwich B.

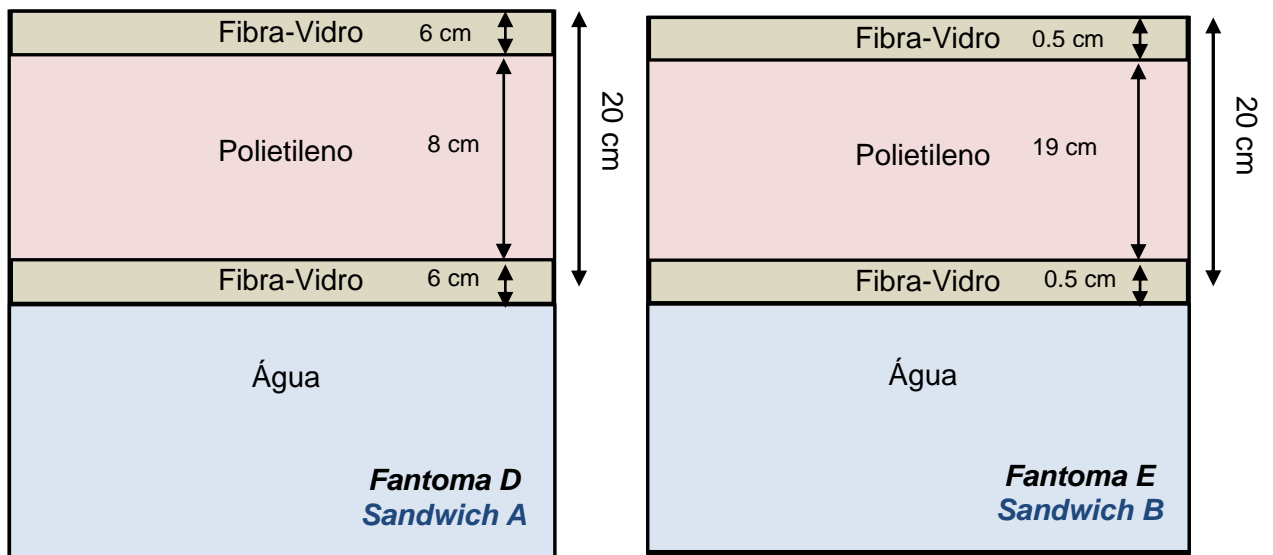


Figura 6 - Esquema das condições simuladas para avaliação da atenuação da mesa robotizada, sob diferentes hipóteses complexas de constituição da mesa.

Os detalhes usados na simulação de Monte Carlo encontram-se no anexo II. Depois de simuladas estas cinco situações, traçou-se um perfil de dose ao longo do fantoma, no eixo central do feixe para efeitos de comparação das cinco situações apresentadas. Os resultados encontram-se na figura 7.

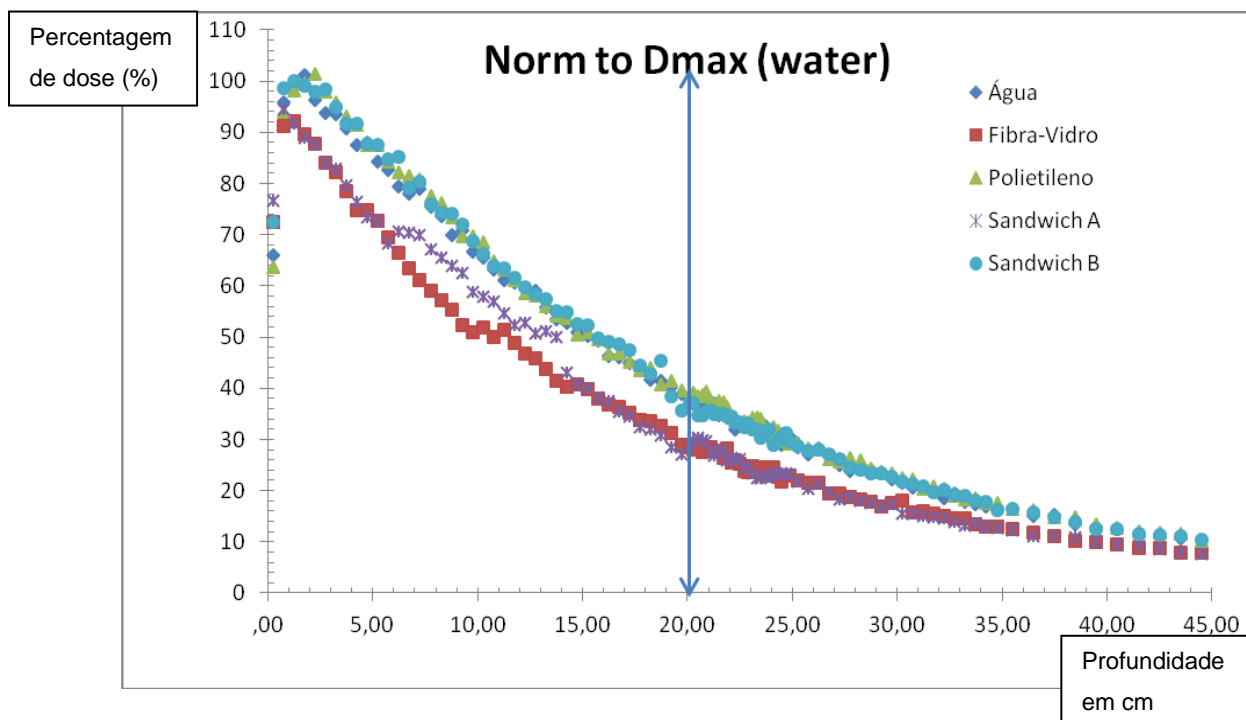


Figura 7 - Perfil de dose no eixo central com normalização para a água.

Os resultados apresentados na figura 7 foram normalizados para a dose máxima simulada para a situação mais simples de a mesa ser constituída por água. Atendendo a estes resultados pode-se constatar que à profundidade de 20 cm, as hipóteses de mesa que mais atenuam o feixe são as que tem maior quantidade de fibra de vidro (situação B e D). Dada a incerteza das simulações não se pode afirmar com clareza grandes variações entre as hipóteses de a mesa ser constituída por água, polietileno ou a situação E (com maior proporção de polietileno).

O sucesso do tratamento utilizando as mais variáveis modalidades depende do reposicionamento preciso e reproduzível do doente^(2 - 3). O uso desadequado dos sistemas de imobilização pode resultar em falhas na localização e irradiação do volume alvo, aumentando o risco de recorrência local e das comorbidades por irradiação dos tecidos sãos adjacentes⁽⁵⁾.

Um parâmetro importante na comparação dos dispositivos de imobilização é o conforto do doente. No caso de utilização de máscaras, a fixação deve ser rígida o suficiente para limitar movimentos, mas de forma a que seja tolerado pelo doente⁽⁵⁾. O mesmo deverá acontecer com os sistemas de apoio crânio-cervical com as almofadas de vácuo, de modo a diminuir o erro associado ao movimento ântero-posterior⁽³²⁾. No entanto, e de acordo com os autores, mais estudos serão necessários realizar para a concretização de técnicas mais exigentes e conformacionais^(10, 11). O estudo de Ruschin et al⁽¹¹⁾ refere que o uso de o sistema de vácuo para o reposicionamento de doentes com lesões intracranianas, embora forneça uma excelente imobilização, apresenta ainda “pequenas” incertezas associadas ao reposicionamento da *frame*. Os autores também mencionam que é necessário estudar e trabalhar na melhoria do reposicionamento e na precisão do tratamento de cada tratamento⁽¹¹⁾. Analisou-se também o estudo de Zhang et al⁽⁵¹⁾ em que se adquirem imagens em 3D enquanto o doente permanece imobilizado em posição de tratamento com o intuito de analisar as incertezas nas diferentes rotações anatómicas no cancro de cabeça e pescoço. Evidencia-se que os doentes foram planeados recorrendo a um sistema de imobilização crânio-cervical frequentemente utilizado na maioria dos departamentos de Radioterapia. Teoricamente, as mudanças de configurações verificadas ao longo do tratamento tais como a diferença na posição de volume de tumor no planeamento em contraste com o volume do tumor devem ser definidas durante as várias frações de tratamento. Na realidade, os tecidos moles são difíceis de visualizar e podem mudar durante o decurso do tratamento devido ao emagrecimento acentuado e alterações das dimensões da lesão. As estruturas ósseas são geralmente utilizadas como pontos de referência para o alinhamento dos doentes em patologia de cabeça e pescoço. É evidente que quanto mais perto de estruturas ósseas estiver a lesão, mais fácil será determinar as imprecisões na reproduzibilidade diária do tratamento^(51 - 53).

Os fatores que contribuem para as incertezas no reposicionamento do doente nas diversas frações de tratamento podem dever-se a três causas principais^(14, 54, 55):

- As diferenças sistemáticas entre o dispositivo de imobilização na simulação e no tratamento;
- Incertezas aleatórias no reposicionamento diário e mudanças residuais devido a erros de execução durante o processo de correção de imagem portal ou rotação anatômica;
- Tendências causadas por variação da anatomia – diminuição do tumor e/ou perda de peso (entre outras)^(14, 54, 55).

O mesmo estudo⁽¹⁴⁾ adverte que as incertezas de carácter aleatório podem ser minimizadas com o recurso a dispositivos de imobilização mais adequados. O uso do apoio crânio-cervical usualmente utilizado para todos os doentes pode não fornecer um ótimo ajuste à curvatura do pescoço de cada doente. O estudo de Oita *et al*⁽⁵⁶⁾ propõe uma monitorização apertada da posição do volume alvo, mesmo com a utilização de uma máscara individualizada. Sugerem que técnicas de imobilização mais rigorosas podem ser uma possível solução para a redução da incerteza no reposicionamento diário do doente.

No caso da patologia da mama, o posicionamento em decúbito ventral ou dorsal já foi objeto de estudo de vários grupos de investigação, considerando que a posição em decúbito ventral é uma técnica que reduz a dose no tecido normal – coração e pulmão ipsilateral^(12 - 19). Por exemplo, doentes que necessitem de irradiação axilar, a cobertura do PTV pela isodose de referência dos gânglios axilares pode ser menor em comparação com o tratamento realizado em decúbito dorsal⁽¹⁸⁾. Esta dificuldade pode ser ultrapassada com a utilização de IMRT no tratamento da mama e áreas ganglionares^(15, 18). Alguns fatores que poderão influenciar o aumento do erro sistemático em doentes posicionados em decúbito ventral poderá estar associado á configuração do dispositivo e fatores inerentes ao doente⁽¹⁹⁾. O dispositivo para tratar os doentes com cancro da mama em posição de decúbito ventral é confortável e portátil. O uso de um colchão de vácuo para a recolocação do braço homolateral aumenta a reprodutibilidade, assim como a indexação do dispositivo à mesa de tratamento. Embora o braço esteja numa posição estável, os autores mencionam que os doentes poderiam posicionar o braço de formas diferentes ao longo do decurso do tratamento. Um dos fatores mais comum e importante é o da obesidade dos doentes, porque a gordura subcutânea permite tatuagens mais móveis levando a uma maior imprecisão no posicionamento do doente⁽¹⁵⁻¹⁹⁾. O desenvolvimento de seroma da mama e a sua diminuição ao longo do tratamento poderá também contribuir para o aumento de imprecisões no tratamento⁽¹⁹⁾.

Em doentes com cancro da próstata, vários estudos tentam relacionar o movimento da próstata com o posicionamento utilizado⁽²⁰⁻²³⁾. Em decúbito dorsal, o movimento da próstata é influenciado pelos movimentos respiratórios⁽²¹⁾.

Os dados apresentados no estudo da análise dos desvios em doentes planeados com o recurso ao colchão de vácuo, corroboram que este é um bom método de imobilização, uma vez que o erro associado ao reposicionamento diário é aceitável. Por outro lado, as patologias em questão podem levar a um maior movimento involuntário por parte do doente durante o tratamento, bem como uma maior degradação da forma do colchão. O rigor na aplicação do tratamento levou a uma percentagem elevada de verificação diária (63,2%) e posterior correção. Este facto levou a maior consumo de tempo útil de acelerador. Tem como limitação a dimensão da amostra, bem como os momentos de verificação serem reduzidos.

Em técnicas de tratamento mais conformais ou em técnicas especiais, como IMRT, a otimização do feixe de radiação permite conformar a dose no alvo clínico, e simultaneamente, reduzir dose nos tecidos circundantes. A orientação dos campos de tratamento pode ser conseguida por diferentes ângulos de *gantry* e pela rotação da mesa de tratamento. Estas rotações permitem conformar o feixe à zona de interesse, e faz com que o feixe possa passar através de diferentes materiais, como a mesa de tratamento, o sistema de imobilização, apoio crânio-cervical ou outro sistema de suporte^(25 - 27). Alta absorção de feixe pode ser atribuída à atenuação provocada pela mesa e pelos dispositivos de tratamento. Se o feixe de radiação passa através destes materiais antes de chegar ao doente, pode provocar mudanças inaceitáveis na distribuição de dose, que devem ser consideradas no sistema de planeamento⁽²⁵⁾.

O desenvolvimento tecnológico tem permitido melhorar a precisão no tratamento de Radioterapia^(1 - 5). Os métodos de imobilização existentes parecem não acompanhar o desenvolvimento tecnológico⁽³¹⁾. Moldes termoplásticos são realizados para reduzir o movimento de doentes com patologia de cabeça e pescoço^(10, 11, 51 - 53). Moldes em poliestireno (colchões de vácuo) podem ser feitos para impressão da anatomia do doente por vácuo⁽¹⁸⁾. Inovações tecnológicas permitem a aquisição de imagem tridimensional não invasiva. Esta técnica está disponível em outras áreas da saúde. Exemplo disso é o estudo de desordem alimentar de Stewart et al⁽⁵⁷⁾, que demonstra que a aquisição tridimensional de *scanner* por laser e posterior análise computadorizada, permite uma maior perceção da alteração de dimensões de certas partes do corpo humano comparado com o mapeamento fotográfico em 2D. Esta técnica de mapeamento do corpo humano poderá ser facilmente adaptada à área da Radioterapia. Dispositivo de verificação do posicionamento do doente com base num sistema que integra uma câmara e um laser é utilizado em conjunto com o registro do

posicionamento com imagem de TC⁽⁵⁸⁾. Com este agrupamento, é possível verificar desvios com precisão de 1 mm e 1°. Atualmente está disponível o fabrico de máscaras pelo processo de mapeamento 3D com recurso a *scanner* por *laser*. O *scanner* manual é realizado por um dispositivo que comporta duas câmaras em miniatura e um gerador laser embutido centralmente. Este calcula a posição de cada ponto da superfície por triangulação. O doente permanece imóvel enquanto o Técnico de Radioterapia varre manualmente a face do doente. Os dados são processados e uma imagem é gerada simultaneamente ao processo de varrimento. A digitalização real demora normalmente cerca de vinte segundos^(58, 59).

Após a análise dos estudos mencionados apresenta-se uma hipótese de mesa robotizada, que tem como objetivo uma personalização da mesa de tratamento. A informação gerada é integrada no sistema de planeamento para melhor compreensão das alterações físicas provocadas pela passagem da radiação pela mesa antes de interagir com o doente. Para uma melhor compreensão do impacto da estrutura da mesa robotizada, deverá ser incluído em próximos estudos a simulação das matérias presentes nas mesas de tratamento usadas atualmente, com as características apresentadas nesta investigação. Pensa-se que esta adaptação por parte da mesa ao contorno externo do doente poderá representar uma mais-valia no tratamento de Radioterapia, uma vez que poderá levar a um maior conforto e reprodutibilidade do mesmo.

5 – Conclusão

Ao longo do trabalho e através da literatura consultada, consciencializamo-nos de como nos últimos vinte anos houve uma grande evolução no tratamento de Radioterapia em doentes com cancro. Novas técnicas de irradiação foram desenvolvidas e aperfeiçoadas, devido à maior capacidade de localização por imagem da zona a tratar^(1 - 3). Atualmente é sentida com frequência a necessidade de novas tecnologias de modo a acrescentar uma nova possibilidade de tratamento mais conformal, mais rápido e mais eficaz que se traduz no aparecimento de novos aceleradores. Denota-se, no entanto, uma displicência relativamente aos sistemas de posicionamento e imobilização que se traduz em menor número de estudos que abrangem esta problemática. No dia-a-dia observa-se que os doentes com limitações severas provocadas pela doença olham para os aparelhos de tratamento como “monstros” de grande tamanho e de alta tecnologia, mas olham para os sistemas de imobilização e posicionamento com alguma indiferença embora sejam essenciais para um tratamento de qualidade

A generalidade dos artigos consultados conclui que os sistemas de imobilização utilizados em Radioterapia são ajustados à patologia e ao doente conferindo a rigidez e a imobilização adequada. No caso da patologia de cabeça e pescoço, a utilização de suporte crânio cervical individualizado pode resultar na diminuição de erros de posicionamento em comparação com o suporte utilizado na maioria dos serviços de Radioterapia⁽¹⁰⁾. Verifica-se que erros inter e intra-fração, em especial no movimento de rotação, foram reduzidos com a utilização do sistema de apoio individualizado de cabeça e pescoço^(14 - 11). A ausência de diferenças significativas entre os dois apoios foi reportada na parte inferior do pescoço, possivelmente devido ao facto do apoio individual não contemplar a moldagem posterior de todo o pescoço⁽¹⁰⁾. A precisão no reposicionamento diário por uso de um sistema de imobilização ajustado ao doente pode auxiliar na redução segura das margens, podendo no entanto, ser desconfortáveis para o doente⁽³²⁾.

Na segunda patologia abordada neste estudo (cancro de mama), o tratamento pode ser realizado em decúbito dorsal ou ventral^(12 - 19). A técnica em decúbito ventral é conhecida pela diminuição da dose a nível do pulmão ipsilateral, do coração e da mama contra lateral. Alguns estudos mencionados apontam para um erro no reposicionamento e um maior consumo de tempo no alinhamento em que o doente está posicionado em decúbito ventral, embora possa ser viável e bem tolerado pelos doentes. Os erros associados ao reposicionamento do doente podem, como é referido,

serem maiores na posição em decúbito ventral comparado com o decúbito dorsal. Os erros tendem a diminuir por otimização do posicionamento do doente no sistema de imobilização, pela colocação de tatuagens em zonas do corpo que apresentem menor variabilidade, tanto pelo treino e experiência dos Técnicos de Radioterapia na realização da técnica, bem como pela otimização dos meios de verificação por imagem^(12 - 19). O autor constatou que devido à maior probabilidade da existência de erro sistemático, poderá haver a necessidade de aumentar as margens de CTV-PTV na posição em decúbito ventral. O mesmo autor refere que a IMRT pode ser uma mais-valia na irradiação da mama e das áreas ganglionares adjacentes. Ainda menciona no seu artigo, que esta técnica para ser implementada clinicamente, é necessário assegurar a reprodutibilidade diária da posição do doente, nomeadamente a níveis da posição da cabeça e do ombro. Medidas adicionais devem ser tomadas para garantir o *setup* do doente com a utilização de técnicas mais conformacionais⁽¹⁹⁾. A utilização de um colchão de vácuo na região da cabeça e dos braços e de imagens de verificação diária para a localização da região a tratar poderá diminuir a probabilidade de variação do posicionamento, além de garantir um maior conforto para o doente. Estudos adicionais deverão ser desenvolvidos de modo a permitir uma maior otimização do dispositivo de decúbito ventral antes de se tornar uma opção terapêutica padrão^(16- 19).

Sistemas de imobilização perfeitos não existem. O colchão de vácuo apresenta-se como uma boa alternativa em situações que careçam de uma maior adaptabilidade não alcançada pelos sistemas de imobilização comuns. Um outro aspeto importante relaciona-se com a maior adaptabilidade do colchão de vácuo às limitações inerentes ao doente. No estudo que se realizou sobre os desvios em doentes planeados e tratados com o colchão de vácuo, dentro das limitações já referidas e associando aos estudos científicos sobre a sua utilização, podemos aceitar que é um bom método de imobilização, embora deva-se realizar periodicamente uma verificação às condições de vácuo e providenciar novo planeamento se se verificar degradação do colchão e a não garantia da correta irradiação do PTV^(7 - 8). A verificação deve ser feita avaliando o estado do colchão, que consiste na observação das marcações iniciais que tem correspondência direta com os laser, em conjunto com a programação de imagem guiada diária e com a dose acrescida incorporada no planeamento do doente. A amostra do estudo dos doentes tratados em colchão de vácuo foi de 19 doentes. Pensamos que uma amostra maior e que obedeça ao protocolo eNAL⁽⁶⁰⁾ dedicada a uma única patologia, poderá apresentar ou não uma maior realidade sobre a necessidade de recorrer a imagem guiada diária.

Consideramos que um salto tecnológico nos sistemas de imobilização poderá contribuir para um maior conforto do doente. O projeto apresentado de mesa robotizada pretende dar um cunho de personalização ao contorno externo do doente a tratar. Por outro lado, é um sistema de imobilização individual com características de moldagem ao doente, sem perda de vácuo e sem ocupar espaço físico, em que os materiais utilizados apresentam um custo associado à sua produção menor comparado com o custo da utilização de mesas convencionais em fibra de carbono⁽³¹⁾. Este projeto leva em conta as limitações já estudadas em mesas de fibra de carbono convencionais^(25 - 42). Sabe-se que existe uma atenuação significativa do feixe de radiação que atravessa a mesa de tratamento e o dispositivo de imobilização em fibra de carbono⁽²⁵⁾. Alguns autores referem que embora a fibra de carbono seja radiotransparente não pode ser ignorado a existência de erros e por vezes clinicamente significativos⁽²⁷⁻³³⁾. A solução referida passa pela incorporação da mesa no cálculo de dose, embora esta não seja linear devido às diferenças estruturais e de compósitos utilizados entre a mesa de TC de planeamento e a mesa do tratamento⁽²⁵⁾. É constatado por outro autor que devido ao diferente processo de fabrico das mesas de tratamento e ao risco associado de reação cutânea, as propriedades dosimétricas da mesa em fibra de carbono, devem ser cuidadosamente examinadas pelos respetivos profissionais da equipe de Radioterapia e devem ser levadas em conta durante o planeamento, considerando a sua influência sobre o cálculo dosimétrico⁽⁶¹⁾. A atenuação do feixe de radiação varia com a angulação de incidência, comparado com medições em campos diretos. A dimensão da espessura da mesa robotizada apresentada neste projeto poderá induzir a uma atenuação do feixe entre 60 a 65%. Uma possível solução poderá passar pela diminuição da espessura da mesa. Se considerarmos a espessura da mesa de 10 cm, a atenuação do feixe seria sensivelmente de 35%. Sugere-se que a atenuação da mesa seja considerada no cálculo de dose em base individual⁽²⁵⁾. Outro aspeto a considerar é a radiação ao nível da pele que poderá ser aumentada com o uso deste dispositivo^(26-28,42). A utilização de um misto de energias principalmente em campos posteriores ou oblíquos posteriores poderá diminuir a dose à pele⁽⁴³⁾. Existe também um autor que no seu estudo sobre distúrbios alimentares, identifica que o mapeamento informático do corpo do doente através de laser sobrepõe-se à comparação tradicional de fotografias a 2D⁽⁵⁷⁾. Esta ideia transposta para o modelo apresentado de mesa robotizada, pensamos que permitiria diagnosticar alterações físicas do doente durante as várias sessões de tratamento diárias, como por exemplo o emagrecimento. Uma das vantagens que este sistema poderá ter é a possibilidade de comparação do primeiro mapeamento a 3D, usado para a formação do negativo do doente na mesa, com um segundo

mapeamento do doente. As diferenças estruturais apresentadas poderão fornecer indicações para o replaneamento dosimétrico do doente ou a continuação do tratamento. O projeto de mesa robotizada apresentado foi pensado com o intuito de tentar contribuir para a resolução das problemáticas referidas.

Acrescenta-se que as futuras linhas de investigação devem consistir no fabrico do modelo apresentado, na criação de critérios de validação do modelo e testá-los em condições reais.

6 – Bibliografia

- (1) Samant RS, Fitzgibbon E, Meng J, Graham I D. Family physician's perspectives regarding palliative radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology: Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*. 2006: 101 – 6.
- (2) Bentel G C, Marks LB, Sherouse GW, Spencer DP, Anscher MS. The effectiveness of immobilization during prostate irradiation. *International journal of radiation oncology, biology, physics*. 1995 Jan: 143 – 8.
- (3) Hoskin, P., & Goh, V., editors. *Radiotherapy In Practice Imaging*. New York: Oxford University Press: 2010.
- (4) Catton C, Lebar L, Warde P, Hao Y, Catton P, Gospodarowicz M, McLean M, Milosevic M. Improvement in total positioning error for lateral prostatic fields using a soft immobilization device. *Radiotherapy and oncology: journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology* . 1997: 265 – 70.
- (5) Rotondo RL, Sultanem K, Lavoie I, Skelly J, Raymond L. Comparison of Repositioning Accuracy of Two Commercially Available Immobilization Systems for Treatment of Head-and-Neck Tumors Using Simulation Computed Tomography Imaging. *International journal of radiation oncology, biology, physics*. 2008 April: 1389 – 96.
- (6) International Commission on Radiation Units and Measurements. *ICRU Report 50: prescribing, recording and reporting photon beam therapy*. USA: ICRU: 1993
- (7) Halperin EC, Perez CA, Brady LW, editors. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins: 2008.
- (8) Levitt S H, Purdy J A, Perez CA, Pootmans P, editors. *Technical Basis of Radiation Therapy - Practical Clinical Applications*. Berlin: Springer: 2008.
- (9) Miranda A, Pereira A, Mesquita C, Bastos J, Ribeiro M, Lunet N. Os 10 tumores mais frequentes na população portuguesa adulta na região sul de Portugal, no período 2000/2001. *Lisboa:Registro Oncológico regional sul*: 2008.
- (10) Houweling AC, Meer S, Wal E, Terhaard CHJ, Raaijmakers CPJ, . Improved immobilization using an individual head support in head and neck cancer patients. *Radiotherapy & Oncology*. 2010 Jul: 100 – 3.
- (11) Ruschin M, Nayebi N, Carlsson P, Brown K, Tamerou M, Li W, Laperriere N, Sahgal A, Cho YB, Ménard C, Jaffray D. Performance of a Novel Repositioning Head Frame for Gamma Knife Perfexion and Image-Guided Linac-Based Intracranial Stereotactic Radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2010 Sep: 306 – 13.

- (12) Varga Z, Hideghéty K, Mező T, Nikolényi A, Thurzó L, Kahán Z. Individual positioning: a comparative study of adjuvant breast radiotherapy in prone versus supine position. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2009: 94 – 100.
- (13) Stegman LB, Beal K, Hunt M, Fornier M, McCormick B. Long-term clinical outcomes of whole-breast irradiation delivered in the prone position. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*. 2007: 73 – 81.
- (14) Pommier P, Gomez F, Sunyach MP, D'Hombres A, Carrie C, Montbarbon. Phase III Randomized Trial of Calendula Officinalis Compared With Trolamine for the Prevention of Acute Dermatitis During Irradiation for Breast Cancer. *Journal of Clinical Oncology*. 2004: 1447 – 53.
- (15) Turner AS, Goodbrand A, Di Prospero L. An Investigation into the Variability of Breast Tangent Setups Using the Portal Imaging Process. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*. 2011 Mar: 32 – 36.
- (16) Veldeman L, Spellers B, Bakker M, Jacobs F, Coghe M, De Gersem W, Impens A, Nechelpuut S, De Wagter C, Van den Broecke R, Villeirs G, De Neve W. Preliminary Results on Setup Precision of Prone-Lateral Patient Positioning for Whole Breast Irradiation. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2010 Sept: 111 – 8.
- (17) Sethi RA, No HS, Jozsef G, Ko JP, Formenti SC. Comparison of three-dimensional versus intensity-modulated radiotherapy techniques to treat breast and axillary level III and supraclavicular nodes in a prone versus supine position. *Radiotherapy & Oncology*. 2012: 74 – 81.
- (18) Kirby AM, Evans PM, Helyer SJ, Donovan EM, Convery HM, Yarnold JR. A randomised trial of Supine versus Prone breast radiotherapy (SuPEr study): Comparing set-up errors and respiratory motion. *Radiotherapy & Oncology*. 2011: 221 – 6.
- (19) Kirby AM, Evans PM, Helyer SJ, Donovan EM, Convery HM, Haviland J, Yarnold JR. Prone versus supine positioning for whole and partial-breast radiotherapy: A comparison of non-target tissue dosimetry. *Radiotherapy & Oncology* 2010: 178 – 84.
- (20) Wilder RB, Chittenden L, Mesa AV, Bunypanasarn J, Agustin J, Lizarde J, Ravera J, Tokita KM. A Prospective Study of Intrafraction Prostate Motion in the Prone vs. Supine Position. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2010: 165 – 70.
- (21) Shah A P, Kupelian PA, Willoughby TR, Langen KM, Meeks SL. An evaluation of intrafraction motion of the prostate in the prone and supine positions using electromagnetic tracking. *Radiotherapy & Oncology*. 2011: 37-43.
- (22) Stromberger C, Kom Yves, Kawgan-Kagan M, Mensin T, Jahn U, Schneider A, Budach V, Kolher C, Marnitz S. Intensity-Modulated Radiotherapy in Patients with

Cervical Cancer. An intra-individual Comparison of Prone and Supine Positioning. *Radiation Oncology* 2010: 63.

(23) Siddiqui F, Shi C, Papanikolaou N, Fuss M. Image-guidance protocol comparison: Supine and prone set-up accuracy for pelvic radiation therapy. *Acta Oncologica*. 2008: 1344 – 50.

(24) Martinez, L., Ferreira, A. *Análise de dados com SPSS – Primeiros Passos*: Lisboa: Escolar editora: 2007.

(25) McCormack S, Diffey J, Morgan A. The effect of gantry angle on megavoltage photon beam attenuation by a carbon fiber couch insert. *Journal of Medical Physics*. 2005: 483 – 7.

(26) Chung H, Jin H, Dempsey J, Liu C, Palta J, Suh TS, Kim S. Evaluation of surface and build-up region dose for intensity modulated radiation therapy in head and neck cancer. *Journal of Medical Physics*. 2005: 2682 – 9.

(27) Munjal R K, Negi PS, Babu AG, Sinha SN, Anand AK, KAtaria T. Impact of 6 MV photon beam attenuation by carbon fiber couch and immobilization devices in IMRT planning and dose delivery. *Journal of Medical Physics*. 2006: 67–71.

(28) De Mooy L G. The use of carbon fibers in radiotherapy. *Radiotherapy & Oncology*. 1991: 140 – 2.

(29) Myint K, Niebdala M, Wilkins D, Gering LH. Investigating treatment dose error due to beam attenuation by a carbon fiber tabletop. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2006: 21 – 7.

(30) Meara S. An investigation into the use of carbon fiber for megavoltage radiotherapy application. *Physics Medical Biology*. 1998: 1359 – 66.

(31) Langmack K. The use of an advanced composite material as an alternative to carbon fibre in radiotherapy. *Radiotherapy & Oncology*. 2012: 74 – 7.

(32) De Ost B, Vanregemorter J, Schaecken B, Van der Weyngaert D. The effect of carbon fiber inserts on the build-up and attenuation of high energy photon beams. *Radiotherapy & Oncology*. 1997: 275 –7.

(33) Higgins D, Whitehurst P, Morgan AM. The effect of carbon fiber inserts on surface dose with beam size variation. *Medical Dosimetry*. 2001: 251 – 4.

(34) Carl J, Vestergaard A. A skin damage probabilities using fixation materials in high-energy photon beams. *Radiotherapy & Oncology*. 2000: 191 – 8.

(35) Bratengeier K. A table top suite for CT and radiotherapy. *Journal of Medical Physics*. 2004: 118 – 22.

(36) Gillis S, Bral S, De Wagter C, Derie C, Paelicnk L, Van Vaerenbergh K, Coghe M, De Meerleer G, De Neve W. Evaluation of the Sinmed Mastercouch as replacement for a standard couch. *Radiotherapy & Oncology*. 2005: 227 – 36.

- (37) Meyer J, Mills J, Hass OCL, Burnham KJ, Parvin EM. Accommodation of couch constraints for coplanar intensity modulated radiation therapy. *Radiotherapy & Oncology*. 2001: 23 – 32.
- (38) Vieira SC, Kaate RS, Dirkx ML, Heijmen BJ. Two-dimensional measurement of photon beam attenuation by treatment couch and immobilization devices using an electronic portal imaging device. *Journal of Medical Physics*. 2003: 2981 – 7.
- (39) Emami B, Lyman J, Brown A, Cola L, Goitein M, Munzenrider JE, Shank B, Solin LJ, Wesson M. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 1991: 109 – 22.
- (40) Wengstrom Y, Forsberg C, Naslund I, Bergh J. Quantitative assessment of skin erythema due to radiotherapy – evaluation of different measurements. *Radiotherapy & Oncology*. 2004: 191 – 7.
- (41) Mihaylov I, Penagaricano J, Moros EG. Quantification of the skin sparing effect achievable with high-energy photon beams when carbon fiber tables are used. *Radiotherapy & Oncology*. 2009: 147 – 52.
- (42) Butson Mj, Cheung T, Yu PK. Megavoltage X-ray skin dose variation with an angle using grid carbon fibre couch top. *Physics Medical Biology*. 2007: 485 – 92.
- (43) Hope BS, Laser B, Kowalski AV, Fontenla S, Pena-Greenberg E, Yorke ED, Lovlock M, Hunt MA, Rosenzweig KE. Acute skin toxicity following stereotactic body radiation therapy for stage I non-small-cell lung cancer: who's at risk? *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2007: 1283 – 6.
- (44) Mihaylov I, Corry P, Yan Y, Ratanatharathom V, Moros E. Modeling of carbon fiber couch attenuation properties with a commercial treatment planning system. *Journal of Medical Physics*. 2008: 4982 – 8.
- (45) Bear, F., Johnston, E., DeWolf, J. Editors. *Mechanics of materials*, Third Edition: New York: Tata McGraw-Hill Edition: 2004
- (46) Kaminsky W, Kulper K, Niedoba S. Olefin polymerization with highly active soluble zirconium compounds using aluminoxane as co-catalyst. *Macromolecular symposia*. 2011: 377-87.
- (47) Wallenberg, F., Bingham, P. Editors. *Fiberglass and glass technology: Energy-friendly compositions and applications*: New York: Springer: 2010.
- (48) Rogers D, Walter B, Kawrakow I. BEAMNRC User manual. NRCC Report No. 2009: PIRS – 0509(A) rev K.
- (49) Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers D, Tessier F, Walter B. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. NRCC Report No. 2010: PIRS – 701.

- (50) Borges C, Zarza-Moreno M, Heath E, Teixeira N, Vaz P. Monte Carlo modeling and simulations of high definition (HD120) microMLC and validation against measurements for 6 MV beam. *Med Phys*. 2012: 415 – 23.
- (51) Zhang L, Garden AS, Lo J, Ang KK, Ahamad A, Morrison WH, Rosenthal D, Chambers M, Zhu XR, Mohan R, Dong L. Multiple regions-of-interest analysis of setup uncertainties for head-and-neck cancer radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2006 April:1559 – 69.
- (52) Polat B, Wilbert J, Baier K, Flentje M, Guckenberger M. Nonrigid patient setup errors in the head-and-neck region. *Strahlenther Onkol*.2007: 506 – 11.
- (53) Kranen S, Beek S, Rasch C, Herk M, Sonke JJ. Setup Uncertainties of Anatomical Sub-Regions in Head-and-Neck Cancer Patients After Offline CBCT Guidance. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2009 April: 1566 – 73.
- (54) Li H, Zhu XR, Zhang L, Dong L, Tung S, Ahamad A, Chao KS, Morrison WH, Rosenthal DI, Schwartz DL, Mohan R, Garden AS. Comparison of 2D radiographic images and 3D beam computed tomography for positioning head-and-neck radiotherapy patients. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2008: 916 – 25.
- (55) Mubata CD, Bidmead AM, Ellingham LM, Thompson V, Dearnaley DP. Portal imaging protocol for radical dose-escalated radiotherapy treatment of prostate cancer. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 1998: 221 – 32.
- (56) Oita M, Ohmori K, Obinata K, Kinoshita R, Onimaru R, Tsuchiya K, Susuki K, Nishioka T, Ohsaka H, Fujita K, Shimamura T, Ohsaka H, Fujita K, Shimamura T, Shirato H, Miyasaka K. Uncertainty in treatment of head-and-neck tumors by use of intraoral mouthpiece and embedded fiducials. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2006; 1581 – 8.
- (57) Stewart A, Klein S, Young J, Simpson S, Lee AJ, Harrild K, Crockett P, Benson PJ. Body image, shape, and volumetric assessments using 3D whole body laser scanning and 2D digital photography in females with a diagnosed eating disorder: Preliminary novel findings. *British Journal of Psychology*. 2012: 183 – 202.
- (58) McKernan B, Bydder SA, Deans T, Nixon MA, Joseph DJ. Surface laser scanning to routinely produced casts for patient immobilization during radiotherapy. *Australasian Radiology*. 2007: 150 – 3.
- (59) Pallotta S, Marrazzo L, Ceroti M, Silli P, Bucciolini M. A phantom evaluation of Sentinel, a commercial laser/camera surface imaging system for patient setup verification in radiotherapy. *Journal of Medical Physics*. 2012: 706 – 803.

(60) de Boer H, Heijmen B. eNAL: An extension of the NAL setup correction protocol for effective use of weekly follow-up measurements. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physic.* 2007: 1586 – 95.

(61) Poppe B, Chofer N, Ruhmann A, Kunth W, Djouguela A, Kollhoff R, Willborn KC. The effect of a carbon fiber couch on the depth dose curves and transmission properties for megavoltage photon beams. *Strahlentherapie und Onkologie.* 2007: 43 – 8.

7 – Anexo I

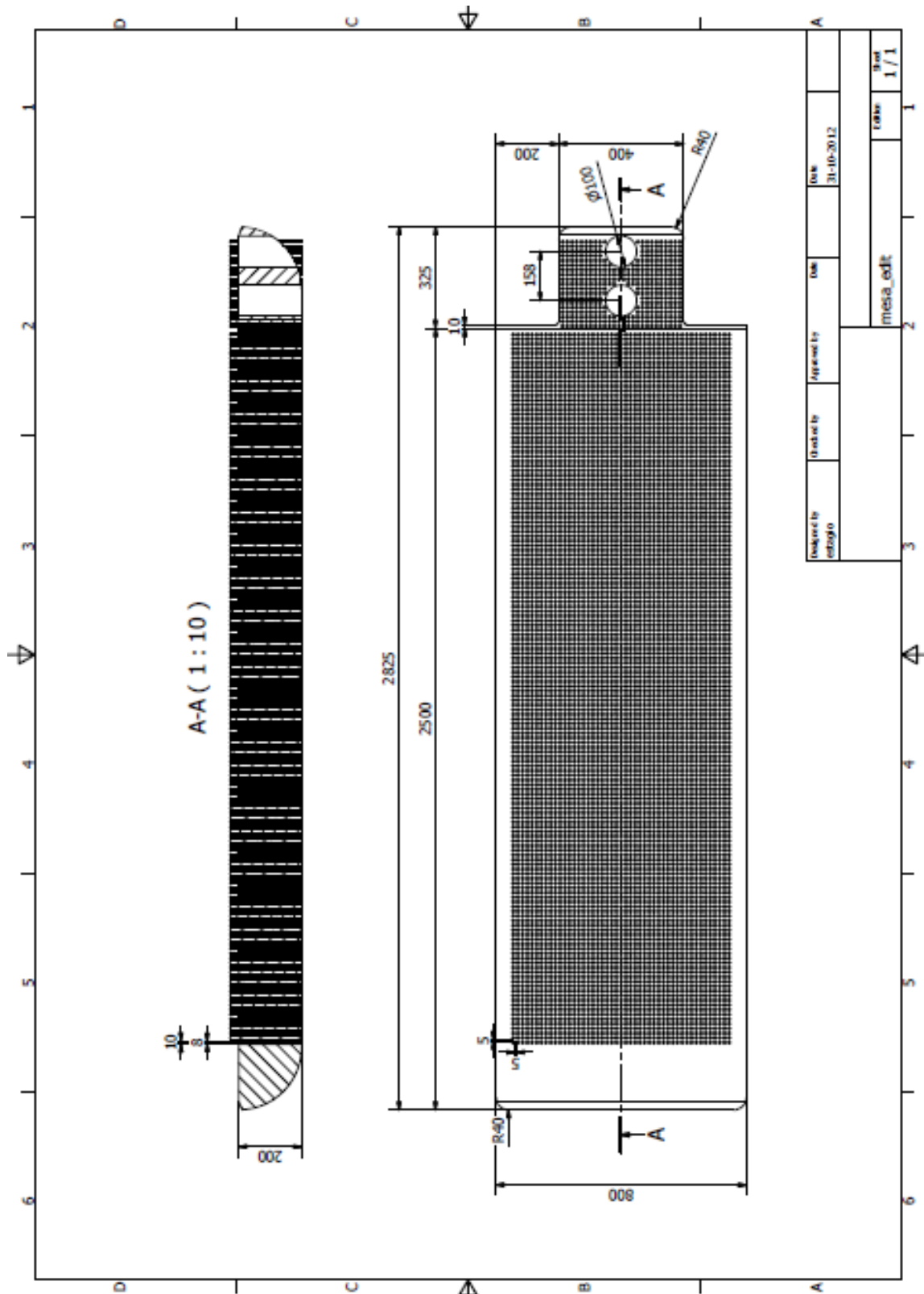


Figura 8 - Esquema de mesa de tratamento robotizada

7 – Anexo II

Parâmetros da Simulação:

➤ Materiais:

- ***MEDIUM=Polietileno***

RHO= 9.2000E-01 g/cm³

CH₂

- ***MEDIUM=Fibra-Vidro***

RHO= 1,88 g/cm³

ASYM=SI,Z=14.,A= 28.088, RHOZ(%)= 2.40000E-01

ASYM=O ,Z= 8.,A= 15.999, RHOZ (%)= 4.00200E-01

ASYM=AL,Z=13.,A= 26.982, RHOZ (%)= 2.80000E-03

ASYM=NA,Z=11.,A= 22.990, RHOZ (%)= 7.80000E-02

ASYM=S ,Z=16.,A= 32.064, RHOZ (%)= 3.90000E-02

➤ Incerteza estatística da simulação (média) ~1.2%

➤ Resolução:

a) De 0 a 20 cm profundidade: 0.2 x 0.2 x 0.5 cm³

b) De 20 a 25 cm: 0.2 x 0.2 x 0.2 cm³

c) De 25 a 35 cm: 0.2 x 0.2 x 0.5 cm³

d) De 35 a 55 cm: 0.2 x 0.2 x 1.0 cm³

➤ AE = ECUT = 0.521 MeV; AP = PCUT = 0.01 MeV (cortes de energia para o transporte de elétrons e fótons)