

ESCOLA
SUPERIOR
DE TECNOLOGIA
DA SAÚDE
DE LISBOA



INSTITUTO
POLITÉCNICO
DE LISBOA

**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE
LISBOA**

**Avaliação dos desvios no posicionamento da
IMRT prostática com marcadores fiduciais versus
estruturas anatómicas**

Anabela Sofia Pires Gonçalves

Prof. Dr. António Araújo

IPO PORTO

Mestrado em Radioterapia

Lisboa, 2013

**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE
LISBOA**

**Avaliação dos desvios no posicionamento da
IMRT prostática com marcadores fiduciais versus
estruturas anatómicas**

Anabela Sofia Pires Gonçalves

Prof. Dr. António Araújo
IPO PORTO

Júri

Maria de Fátima Simões Monsanto

Miguel Costa

António Manuel Ferreira Araújo

Mestrado em Radioterapia

Lisboa, 2013

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

Agradecimentos

Gostaria de deixar aqui uma palavra de gratidão às várias pessoas que contribuíram, sobre as mais diversas formas, para a realização deste estudo.

Ao Professor Doutor António Araújo, orientador do presente trabalho, pela atenção que me disponibilizou, pela valiosa orientação e por todo o conhecimento transmitido.

Ao Serviço de Radioterapia do Hospital de São João do Porto, E.P.E. pela oportunidade de realizar a minha dissertação com dados da instituição.

À Dra. Gabriela, ao Dr. Pedro Meireles e à Terapeuta Armanda pelos valiosos conselhos.

À Serafina e ao Óscar pela ajuda imprescindível.

À Paula, pela sua paciência, ajuda e encorajamento.

A todas as minhas colegas do Serviço de Radioterapia, o meu sincero agradecimento pela ajuda e paciência que demonstraram ao longo deste trabalho.

À minha família pelo carinho e apoio manifestado.

A todos, o meu reconhecimento.

A Radioterapia consiste na irradiação do volume tumoral preservando os tecidos adjacentes a este, de modo a conseguir uma boa performance terapêutica com o mínimo risco de morbidade. A correcta localização diária do tumor é um dos factores importantes, uma vez que os desvios causados por erros de posicionamento podem levar a uma sob ou sobre dosagem, podendo comprometer o objectivo do tratamento.

A radioterapia de intensidade modelada (IMRT) permite uma conformação ao volume alvo, que salvaguarda ao máximo a integridade das estruturas adjacentes, bem como, o escalonamento de dose, mais eficaz do ponto de vista de controlo tumoral.

O Serviço de Radioterapia do Centro Hospitalar de São João do Porto, E.P.E. tem implementado um protocolo de procedimentos para o tratamento dos doentes com carcinoma da próstata com IMRT.

O intuito deste trabalho é comparar duas técnicas distintas de avaliação de desvios de posicionamento, no tratamento de IMRT no carcinoma da próstata.

Essa avaliação é feita através da sobreposição de imagens adquiridas no tratamento com radiografias reconstruídas digitalmente (DRR) do planeamento.

A sobreposição dessas imagens irá ser feita pelos marcadores fiduciais de ouro, colocados na próstata antes do tratamento ou pelas estruturas anatómicas.

Os dados recolhidos vão ser analisados estatisticamente de modo a verificar em qual das duas técnicas se obtém menores desvios de posicionamento.

Palavra-chave: Radioterapia, Tumores da próstata, Imagem portal, Marcadores fiduciais de ouro.

Radiotherapy comprises the irradiation of tumor volume preserving tissues adjacent to it, in order to achieve a good performance therapy with minimal risk of morbidity.

The correct daily location of the tumor is an important factor, since deviations caused by positioning errors can lead to over or under dosing, which may impair the purpose of the treatment.

The Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) allows founding the target volume, safeguarding to the maximum the integrity of adjacent structures, as well as a more effective dose escalation in terms of tumor control.

The Radiotherapy Service Center from “Centro Hospitalar de São João, E.P.E” has implemented a protocol of treatment procedures for patients with prostate cancer using IMRT. The purpose of this study is to compare two different techniques for evaluating positioning deviations in the treatment of prostate cancer in IMRT.

This assessment is made by overlaying images acquired in treatment with Digitally Reconstructed Radiographs (DRR's) planning.

The overlapping of these images will be made by gold fiducial markers placed in the prostate before treatment or through anatomical structures.

The collected data will be statistically analyzed to determinate which of the two techniques obtains minor positioning deviations.

Keyword: Radiotherapy, Prostate tumors, Portal image, Gold fiducial markers.

Índice Geral

Resumo.....	ii
Abstract.....	iii
Índice Geral.....	v
Índice Tabelas.....	vii
Índice Figuras.....	ix
Lista de Abreviaturas.....	xi
1 Introdução	1
1.1 Papel da radioterapia.....	2
1.2 Radioterapia de intensidade modulada (IMRT).....	4
1.3 Técnicas de IMRT com colimador multilâminas	4
1.4 IMRT no tratamento do carcinoma da próstata	6
1.5 Hipofracionamento na próstata	11
2 Objectivos	13
3 Material e métodos.....	15
3.1 Serviço de radioterapia	15
3.3 Sistema de planeamento	17
3.4 Acelerador linear.....	18
3.5. Preparação do tratamento de radioterapia.....	19
3.5.1 Planeamento em radioterapia.....	20
3.5.2 Avaliação clínica.....	20
3.5.3 Simulação virtual	21
3.5.4 Posicionamento e imobilização do doente.....	23
3.5.5 Aquisição de imagens	24
3.5.6 Definição do isocentro	26
3.5.7 Delineamento de volumes	27
3.5.8 Dosimetria clínica	29

3.6 Tratamento diário.....	31
3.6.1 Verificação do tratamento.....	32
3.6.2 Imagem portal e marcadores fiduciais de ouro	33
3.6.3 Sistema de imagem portal – EPID.....	34
3.6.4 Fusão de imagens.....	36
4 Metodologia do estudo	39
5 Resultados	43
6 Discussão.....	55
7 Conclusão	59
8 Referências Bibliográficas	61
9 Apêndices	65

Índice Tabelas

Tabela 5.1 Média dos desvios do <i>matching</i> para a incidência antero-posterior e lateral, respectivamente para estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes	43
Tabela 5.2 Média dos desvios (em centímetros) dos dados relativos do <i>matching</i> para a incidência antero-posterior e lateral, respectivamente para estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes.....	50
Tabela 9.1 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 1 e 2.....	66
Tabela 9.2 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 3 e 4.....	66
Tabela 9.3 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 5 e 6.....	67
Tabela 9.4 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 7 e 8.....	67
Tabela 9.5 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 9 e 10.....	68
Tabela 9.6 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 10 e 11	68
Tabela 9.7 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 1 e 2	69
Tabela 9.8 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 3 e 4	70
Tabela 9.9 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 5 e 6	71
Tabela 9.10 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 7 e 8	72
Tabela 9.11 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 9 e 10.....	73
Tabela 9.12 Desvios obtidos (em centímetros) após o <i>matching</i> , na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 11 e 12.....	74

Índice Figuras

Figura 1.1 Estimativa da incidência de cancro em Portugal, por sexo, no ano de 2008.....	1
Figura 1.2 Estimativa da incidência de novos casos de cancro da mama e da próstata, respectivamente, devido ao efeito demográfico para 2030.....	2
Figura 1.3 Esquema ilustrativo da modulação da intensidade do feixe recorrendo: (a) Cunhas (modulação a 1 dimensão); (b) Blocos; (c) Compensadores (modulação a 2 dimensões)	3
Figura 1.4 Colimador multilâminas.....	5
Figura 1.5 Ilustração dos volumes e margens relativas à definição do volume-alvo	8
Figura 1.6 Histograma dose-volume para um caso de cancro de próstata.....	10
Figura 3.1 Visualização 3D da simulação virtual de um doente com cancro de próstata.....	17
Figura 3.2 Acelerador Linear Primus da Siemens.....	19
Figura 3.3 Tomograma de um doente com cancro de próstata.....	22
Figura 3.4 Simulação virtual de um doente de cancro da próstata.....	23
Figura 3.5 Suportes usados para o posicionamento de um doente com cancro da próstata....	24
Figura 3.6 Topograma de um doente com cancro de próstata.....	25
Figura 3.7 Imagem de TC das coordenadas de posicionamento num doente com cancro de próstata	25
Figura 3.8 Definição do isocentro na simulação virtual	27
Figura 3.9 Imagens de TC de um doente de próstata e os respectivos volumes alvos	28
Figura 3.10 Imagens de TC das estruturas críticas no cancro da próstata e uma visão 3D	28
Figura 3.11 TC de planeamento de um doente com cancro da próstata, com o respectivo contorno das estruturas críticas (bexiga e recto) e dos volumes-alvos (CTV, PTV e GTV)...	29
Figura 3.12 Planificação convencional e respectivo histograma dose-volume de um doente com cancro da próstata	30
Figura 3.13 Planificação IMRT e respectivo histograma dose-volume de um doente com cancro da próstata.....	31
Figura 3.14 Marcadores fiduciais de ouro.....	33
Figura 3.15 Imagem de TC de um doente de próstata com marcadores fiduciais de ouro...34	
Figura 3.16 Acelerador linear com sistema de imagem portal.....	36
Figura 3.17 Registo e correlação da imagem Antero-posterior (AP) proveniente do EPID e DRR	37
Figura 3.18 Registo e correlação da imagem Lateral direita proveniente do EPID e DRR ...37	

Figura 4.1 Demonstração de uma fusão de imagem de um campo antero-posterior recorrendo a: 1- DRR de referência com delineação dos marcadores e estruturas; 2- Imagem portal; 3- <i>Matching</i> das imagens e 4- Deslocamentos a efectuar em relação ao isocentro	42
Figura 5.1 Ilustração gráfica dos desvios médios do <i>matching</i> para a coordenada Y (longitudinal) nas estruturas ósseas, para os 12 doentes	44
Figura 5.2 Ilustração gráfica dos desvios médios do <i>matching</i> para a coordenada Y (longitudinal) nos marcadores, para os 12 doentes	44
Figura 5.3 Ilustração gráfica dos desvios médios do <i>matching</i> para as coordenadas X e Y na incidência antero-posterior, respectivamente para estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes	45
Figura 5.4 Ilustração gráfica dos desvios médios do <i>matching</i> para a coordenada X (lateral) nas estruturas ósseas, para os 12 doentes	46
Figura 5.5 Ilustração gráfica dos desvios médios do <i>matching</i> para a coordenada X (lateral) nos marcadores, para os 12 doentes	46
Figura 5.6 Ilustração gráfica dos desvios médios do <i>matching</i> para a coordenada Z (vertical) nas estruturas ósseas, para os 12 doentes	47
Figura 5.7 Ilustração gráfica dos desvios médios do <i>matching</i> para a coordenada Z (vertical) nos marcadores, para os 12 doentes	48
Figura 5.8 Ilustração gráfica dos desvios médios do <i>matching</i> para as coordenadas Z e Y na incidência lateral, respectivamente para estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes	48
Figura 5.9 Ilustração do círculo trigonométrico	51
Figura 5.10 Ilustração gráfica dos desvios com os dados relativos em relação à origem na incidência antero-posterior, respectivamente para as estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes.....	52
Figura 5.11 Ilustração gráfica dos desvios com os dados relativos em relação à origem na incidência lateral, respectivamente para as estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes	52
Figura 5.12 Ilustração gráfica dos desvios com os dados relativos em relação à origem na incidência antero-posterior, respectivamente para as estruturas ósseas e marcadores, para o doente 2	53
Figura 5.13 Ilustração gráfica dos desvios com os dados relativos em relação à origem na incidência lateral, respectivamente para as estruturas ósseas e marcadores, para o doente 2	53

Lista de Abreviaturas

2D - Duas Dimensões

3D - Três Dimensões

ACR - *American College of Radiology*

AP - Antero-posterior

ASTRO - *American Society for Therapeutic Radiology and Oncology*

CM - centímetro

CRT - *Radioterapia Conformacional (Conformal Radiotherapy)*

CT - Tomografia Computorizada (*Computed Tomography*)

CTV - Volume-alvo Clínico (*Clinical Target Volume*)

DMLC - Colimador Multi-folhas Dinâmico (*Dynamic Multileaf Collimator*)

DRR - Radiografia Reconstruída Digitalmente (*Digitally Reconstructed Radiography*)

DVH - Histograma dose-volume (*Dose-Volume Histogram*)

EBRT - Radioterapia Externa (*External Beam Radiotherapy*)

EPID - *Sistemas de Imagem Portal (Electronic Portal Imaging Device)*

Gy - Gray

GTV - Volume Tumoral Demonstrável (*Gross Tumor Volume*)

HSJ - Hospital de São João

IARC - *International Agency for Research on Cancer*

ICRU - *International Commission on Radiation Units and Measurements*

IGRT - Radioterapia Guiada por Imagem (*Image Guided Radiotherapy*)

IMRT - Radioterapia de Intensidade Modelada (*Intensity-Modulated Radiation Therapy*)

MeV - Mega electrão-volt

MLC - Colimador Multilâminas (*Multileaf Collimator*)

MM - Milímetros

MU - Unidade Monitor (*Monitor Unit*)

MV - Megavolts

NCCN - *National Comprehensive Cancer Network*

OAR - Órgão de Risco (*Organ at Risk*)

PET - Tomografia por Emissão de Positrões (*Positron Emission Tomography*)

PSA - Antígeno Específico da Próstata (*Prostate-Specific Antigen*)

PTV - Volume-alvo de Planeamento (*Planning Target Volume*)

RT - Radioterapia

RTOG - *Radiation Therapy Oncology Group*

SPECT – Tomografia computadorizada por emissão de fóton único (*Single Photon Emission Computed Tomography*)

TC - Tomografia Computorizada (*Computed Tomography*)

TPS - Sistema de Planejamento de Tratamento (*Treatment Planning System*)

US - Ultra-sons

WHO - *World Health Organization*

1 Introdução

Apesar dos esforços verificados na luta contra o cancro, este continua a ser um problema de saúde pública e com enorme peso na sociedade. Segundo a plataforma estatística GLOBOCAN 2008 (Ferlay *et al.*, 2010), desenvolvida pela *International Agency for Research on Cancer (IARC)*, da *World Health Organization (WHO)*, nas próximas décadas, devido ao envelhecimento da população, vai verificar-se um crescimento acentuado da incidência de novos casos de cancro.

Estima-se que em 2030, no conjunto de todos os países do mundo, o número de novos casos de cancro diagnosticados e de mortes, venha a duplicar. Em Portugal o panorama não é diferente, prevendo-se que em 2030, o cancro seja responsável por mais de 32 mil mortes por ano, um aumento de 34.5% em relação a 2008. Estima-se, ainda, que todos os anos surjam quase 56 mil novos casos, mais 12 mil do que em 2008. Segundo a GLOBOCAN 2008, o cancro da próstata é dos cancros mais frequentes em Portugal no sexo masculino (Figura 1.1). Na Figura 1.2 está representada a estimativa da incidência do carcinoma da próstata para o ano 2030. No que diz respeito ao cancro da próstata, esta é a neoplasia que vai sofrer um maior crescimento dentro de duas décadas, correspondente a 43% (Ferlay *et al.*, 2010).

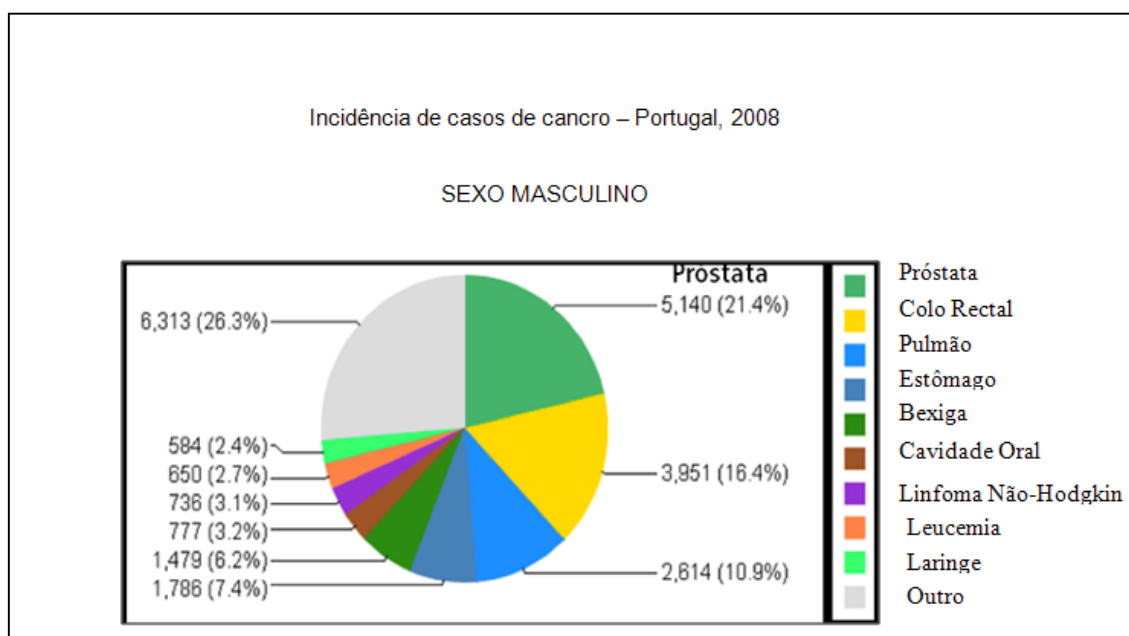


Figura 1.1 Estimativa da incidência de cancro em Portugal, por sexo, no ano de 2008. Adaptado de (Ferlay *et al.*, 2010).

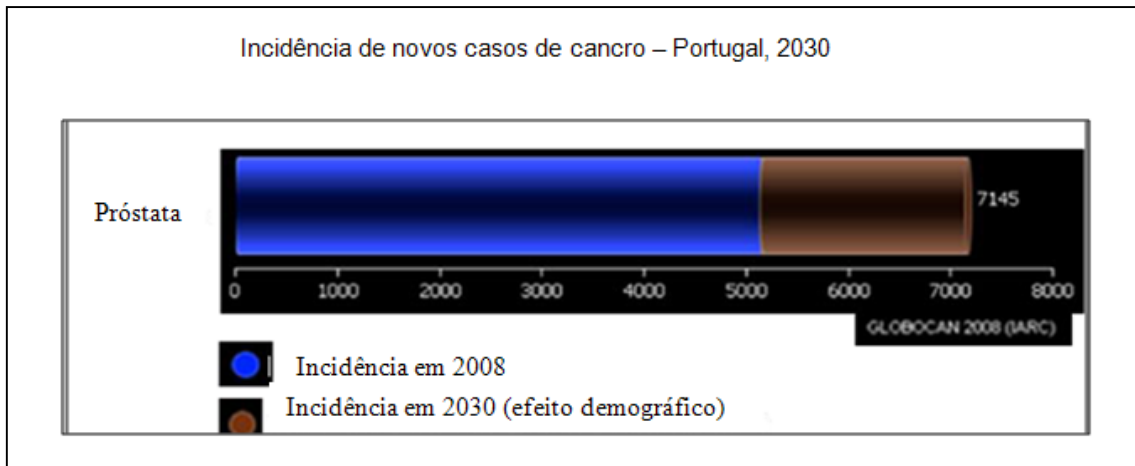


Figura 1.2 Estimativa da incidência de novos casos de cancro da mama e da próstata, respectivamente, devido ao efeito demográfico para 2030. Adaptado de (Ferlay *et al.*, 2010).

1.1 Papel da radioterapia

Os avanços tecnológicos da radioterapia (RT) têm sido constantes. A RT ocupa um lugar importante no tratamento oncológico. Nos últimos anos, o seu leque de actuação foi muito alargado, sendo actualmente a terapêutica elegida em 50% a 60% dos tratamentos nos doentes oncológicos (Plano Nacional de Prevenção e controle das doenças oncológicas 2007/2010, 2009). Após a radioterapia convencional, seguiu-se a radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT, do inglês *Three-Dimensional Conformal Radiotherapy*), com a capacidade de conformação geométrica do feixe de radiação dirigida ao volume-alvo. Por último, acrescentou-se a capacidade de utilização da modulação da intensidade do feixe com a radioterapia de intensidade modelada (IMRT, do inglês *Intensity-Modulated Radiation Therapy*), permitindo a conformação dosimétrica, que salvaguarda as estruturas adjacentes, bem como, o escalonamento de dose, mais eficaz do ponto de vista de controlo tumoral.

A IMRT, que resulta da evolução das técnicas 3D-CRT, permite a conformação geométrica do feixe de radiação ao volume-alvo com maior precisão e, em simultâneo, a modulação da intensidade do feixe, possibilitando criar mapas de fluências de acordo com a diferente actividade tumoral (Chao *et al.*, 2005).

O desenvolvimento da IMRT surge da necessidade premente em obter distribuições de dose precisas conformadas ao volume-alvo de planeamento (PTV), minimizando as doses nos órgãos de risco (OARs, do inglês *Organs at Risk*). Dado ser uma técnica relativamente mais complexa do que a tradicional 3D-CRT, permite ultrapassar

limitações ainda existentes nesta última, em particular para volumes com regiões côncavas ou formas complexas. Para além disso, permite poupar, com maior eficácia, os tecidos saudáveis adjacentes ao PTV (Chao *et al.*, 2005).

A modulação da intensidade do feixe é empregue há décadas na sua forma mais simplificada, com a utilização de filtros em cunha, blocos e compensadores, que ao atenuar a forma do feixe, alteraram a forma das curvas de isodose, como está ilustrado na Figura 1.3 (Leaver, 2002).

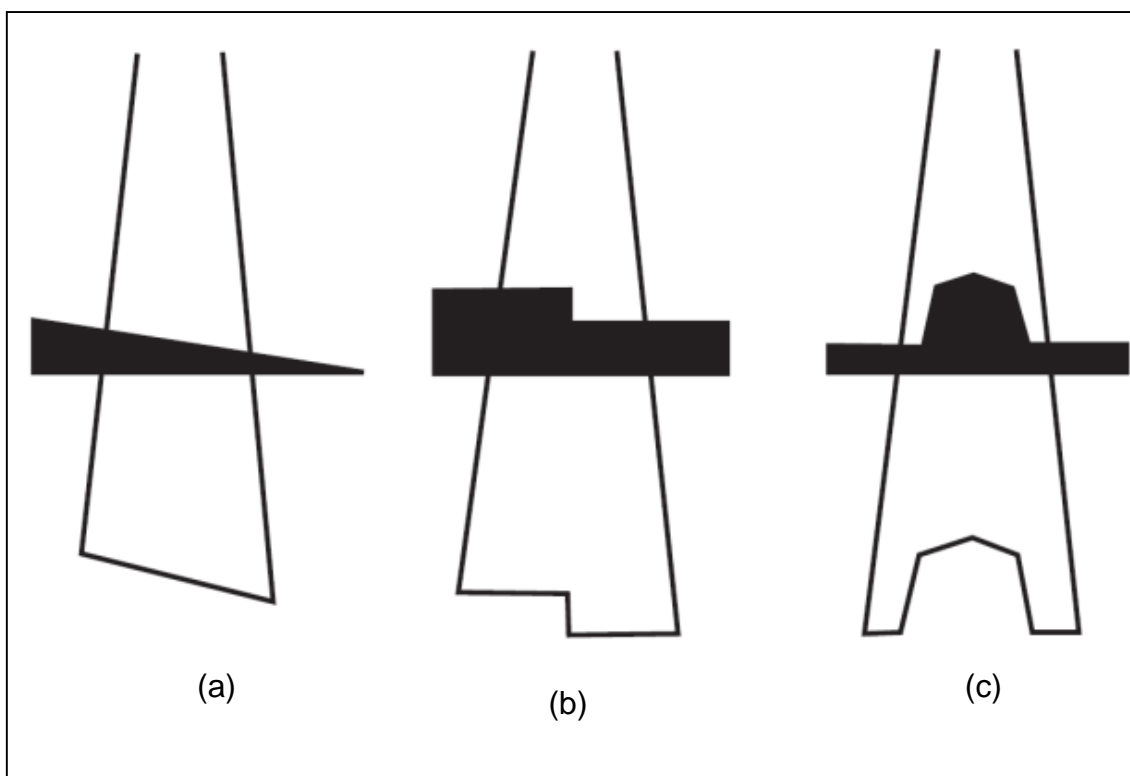


Figura 1.3 Esquema ilustrativo da modulação da intensidade do feixe recorrendo: (a) Cunhas (modulação a 1 dimensão); (b) Blocos; (c) Compensadores (modulação a 2 dimensões). Adaptado de (Leaver, 2002).

A IMRT pode ser prescrita para o tratamento de qualquer tumor. No entanto esta técnica é vantajosa, comparativamente à 3D-CRT, quando os planeamentos exigem distribuições de dose muito conformadas e onde a protecção de estruturas críticas exige a criação de concavidades. A utilização mais frequente desta técnica é no tratamento de tumores com formas complexas, por exemplo formas côncavas, com estruturas críticas adjacentes. Carcinomas da mama, próstata, pulmão, cabeça e pescoço, são exemplos de patologias que exigem, frequentemente, distribuições de dose complexas (Mundt & Roeske, 2005).

1.2 Radioterapia de intensidade modulada (IMRT)

Um dos maiores desafios da radioterapia é debitar o mais homoganeamente possível a dose prescrita de radiação a um volume alvo e minimizar a dose de radiação nos tecidos normais adjacentes.

Para isso, técnicas de planeamento em três dimensões (3D) com radioterapia conformada com ou sem modulação da intensidade do feixe de radiação (IMRT) têm sido utilizadas. A radioterapia conformada pode ser considerada tratamento padrão para os tumores de próstata localizados, permite um debito de dose de radiação maior que a convencional, reduzindo de 40% a 50% o volume de tecido normal irradiado. Porém, a exactidão na localização diária dos volumes-alvo e a reprodutibilidade do tratamento é imprescindível, pois qualquer alteração geométrica poderá comprometer a eficácia do tratamento e aumentar a incidência de efeitos colaterais.

As técnicas de IMRT são substancialmente mais complicadas do que as outras formas tradicionais de radioterapia. O tratamento com IMRT tem como objectivo concentrar a maior dose de radiação no alvo e poupar os tecidos normais, especialmente para os órgãos alvos com formatos complexos e/ou regiões côncavas. Nesta técnica, a dose de radiação projectada é conformada à forma tridimensional do tumor através da modulação ou controlo da intensidade dos subcampos de cada feixe de radiação. Consegue-se assim, um escalonamento de dose no volume alvo, diminuindo a radiação nos tecidos normais circundantes, reduzindo a toxicidade do tratamento (Hong *et al.*, 2005).

1.3 Técnicas de IMRT com colimador multilâminas

A técnica de IMRT pode ser administrada de duas formas distintas, dependendo apenas da forma como o colimador multilâminas é utilizado (figura 1.4).

O modo *step-and-shoot*, ou modo estático, trata-se de uma técnica em que a dose total em cada ponto espacial é originada pela contribuição de vários segmentos de campos. O uso de múltiplos campos estáticos em simultâneo com uma direcção de feixe único e constante, baseia-se no método mais simples de tratamento de IMRT com colimador multilâminas (MLC) (Park *et al.*, 1999). Deste modo, o feixe de radiação encontra-se interrompido enquanto o MLC se movimenta de um segmento para o outro e irradia no momento em que este atinge a posição geométrica das lâminas do próximo segmento.

Este processo é continuamente repetido até que toda a sequência planeada seja efectuada, sendo assim possível obter-se uma contribuição total de dose não uniforme. O modo *sliding-window*, ou modo dinâmico, é rotineiramente o mais usado. Esta técnica utiliza o colimador multilâminas dinâmico (DMLC, sigla proveniente do termo em inglês *Dynamic Multileaf Collimator*) cujas lâminas se movem durante a irradiação, abrindo pequenos campos e proporcionando uma alta resolução espacial.

O processo de obtenção de um feixe de intensidade modulada através da sequência de trajectórias de lâminas do MLC foi apresentado inicialmente por Bortfeld *et al.* (1994). Posteriormente, surgiram outros modelos que consideraram factores importantes para tornar a IMRT operacional, tais como: a comparação com filtros compensadores (Park *et al.*, 1999), o tempo de irradiação com o movimento do MLC, a contribuição da radiação espalhada e da transmissão, os efeitos das diferentes arquitecturas dos vários fabricantes e o efeito da velocidade da movimentação com a taxa de dose dos aceleradores.

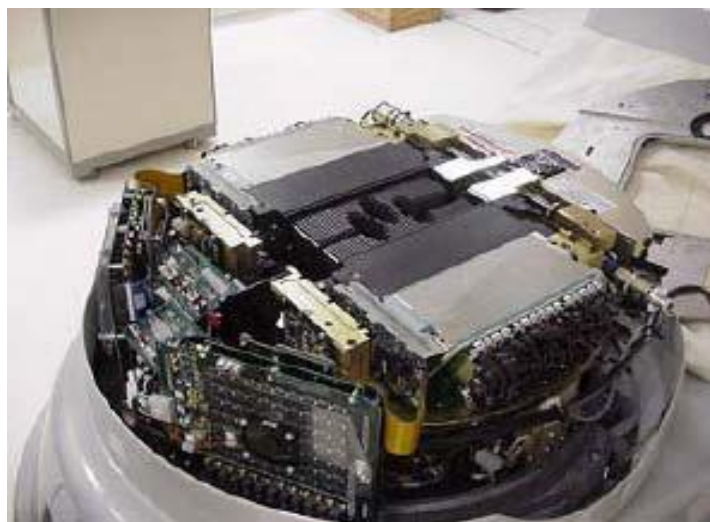


Figura 1.4 Colimador multilâminas.

Na 3D-CRT os arranjos dos feixes simples são conformados para que haja uma maior margem nos campos de forma a compensar as variações diárias de configuração e características físicas do próprio feixe. A dose de radiação é calculada num processo denominado *forward planning* ou planeamento directo. Já no planeamento da IMRT é necessário definir as especificações da dose tanto para o órgão alvo como para as estruturas que se pretendem proteger, determinando restrições e/ou permissões de tolerância, de acordo com a importância da preservação necessária ao órgão avaliado nestas restrições e/ou permissões. Uma vez definidas essas especificações, o sistema de planeamento computadorizado cria uma série de padrões de modulação em que

cada angulação do feixe de radiação procura alcançar as doses máximas possíveis prescritas pelo médico. Este processo é conhecido como planeamento inverso (Hong *et al.*, 2005).

A fluência obtida no planeamento inverso deve ser reproduzida mecanicamente em termos de sequência de movimentos das lâminas. Para tal, o sistema de planeamento, com base nas características do MLC (propriedades mecânicas e dosimétricas), calculará a movimentação de cada lâmina individualmente.

Assim, caberá ao MLC dinâmico o papel de gerar as distribuições de dose utilizando as características físicas das lâminas, velocidades de abertura e fecho, transmissão e espalhamento do feixe de radiação. Todo o sistema deve trabalhar perfeitamente porque qualquer alteração, mesmo que mínima, é capaz de causar mudanças drásticas na distribuição de dose.

1.4 IMRT no tratamento do carcinoma da próstata

Tendo em consideração que o estudo incide sobre a neoplasia da próstata, dever-se-á introduzir alguns conceitos sobre esta patologia.

O cancro da próstata é uma doença predominantemente do homem idoso e o seu tratamento é geralmente eficaz, sobretudo nas situações de doença localizada. Tem havido nos últimos anos uma evolução importante no diagnóstico e na terapêutica desta doença, com uma melhoria no seu controlo local, reflectindo-se de forma significativa na sobrevida dos doentes.

As terapêuticas mais utilizadas no tratamento desta neoplasia são: (1) Prostatectomia radical (cirurgia para remoção total da próstata e estruturas em redor); (2) EBRT (Radioterapia Externa - *External Beam Radiotherapy*), que inclui a RT convencional, a 3D-CRT e a IMRT; (3) Braquiterapia. A finalidade do tratamento é prevenir a morte e a incapacidade, minimizando as complicações relacionadas com as intervenções (Oliveira *et al.*, 2005).

Nos doentes com cancro da próstata clinicamente localizado, a EBRT ou a cirurgia radical são as terapêuticas primárias consideradas apropriadas e eficazes. No entanto, a EBRT da neoplasia da próstata tem demonstrado vantagens distintas, em comparação com as terapias cirúrgicas. A EBRT evita complicações associadas à cirurgia, tais como hemorragias, transfusões de sangue, riscos associados à anestesia (NCCN, 2010). Tanto a 3D-CRT como a IMRT são técnicas, que estão aconselhadas para uma larga

gama de idades visto que, a EBRT inclui um risco muito baixo de incontinência urinária, estenoses e preserva a curto prazo a função erétil (Potosky *et al.*, 2004).

As desvantagens da utilização da EBRT, advêm do tempo da aplicação do tratamento ser demasiado longo, com duração aproximada entre 8 a 9 semanas, bem como do facto de 50% dos doentes referiram alguns sintomas temporários ao nível da bexiga e do intestino, existindo um baixo risco, mas definitivo, do doente desenvolver sintomas de prolapso rectal provocado pela radiação. Adicionalmente, o risco de disfunção erétil aumenta ao longo do tempo (Sanda *et al.*, 2008).

A EBRT, mais precisamente a IMRT, constitui uma alternativa terapêutica válida. Existe uma evidência clínica que doentes com baixo risco de recidiva não beneficiam de altas doses (Heidenreich *et al.*, 2007). Os doentes de risco intermédio devem ser tratados com altas doses, pois a sobrevida livre de recidiva bioquímica melhora significativamente. Já nos doentes de alto risco não existe consenso nas diferentes comunidades científicas (Oliveira *et al.*, 2005), apesar de a *National Comprehensive Cancer Network* (NCCN) defender doses entre 78-80 Gy.

O volume a irradiar pode variar de acordo com o estadio do tumor, o grau de *Gleason* e o valor do PSA. Para doentes com características de baixo risco, o volume a irradiar pode ser limitado à próstata, apenas com uma margem de 1 centímetro (cm), pois a probabilidade de extensão do tumor para além dessa área é baixa. Para os doentes num grupo intermediário, as vesículas seminais são, frequentemente, incluídas no volume alvo. Para os doentes com doença de alto risco o tratamento de escolha também é a EBRT, sendo que a inclusão de gânglios pélvicos é controverso.

Existem inúmeros estudos que têm demonstrado uma relação entre a dose de radiação e a resposta bioquímica para cancro da próstata clinicamente localizado (Zietman *et al.*, 2005). Os doentes irradiados com altas doses têm maior sobrevida livre de recidiva bioquímica.

Alguns trabalhos sugerem que é necessário irradiar o tumor com uma dose mínima de 78Gy para atingir o controlo tumoral óptimo (Zelefsky *et al.*, 2006). Contudo, doses elevadas, também aumentam significativamente o risco de danos nos tecidos saudáveis, especialmente, na bexiga, intestino e tecidos erécteis, potenciando o risco de morbilidade a longo prazo. Ao melhorar a conformidade dos campos de radiação, a IMRT permite minimizar a dose nos tecidos saudáveis circundantes. Simultaneamente, a modulação da intensidade do feixe constitui um meio para alcançar o escalonamento de doses ao tumor (Trofimov *et al.*, 2007), possibilitando atingir doses superiores às de 3D-CRT.

No tratamento de cancro da próstata localizado, um planeamento típico de 3D-CRT geralmente consiste num arranjo de 4 campos, com largas margens de segurança, de

forma a garantir a cobertura da próstata. As doses são limitadas a 66-70Gy devido ao volume que o intestino e a bexiga ocupam no campo de tratamento. Nos tratamentos de IMRT a dose total prescrita pode variar dos 75-80Gy, em 36-41 sessões, confinada ao volume alvo. Contudo, as *guidelines* do NCCN recomendam a utilização diária de IGRT (Radioterapia Guiada por Imagem) para doses superiores a 78Gy, de forma a reduzir as margens do volume alvo. A localização do volume-alvo pode ser feita através de técnicas como: ultra-sons (US), sistemas de imagem portal electrónico, *tracking* electromagnético ou balão endorectal.

Em relação à radioterapia no cancro da próstata, a definição do volume alvo é fundamental para o planeamento e execução do tratamento. Geralmente, uma margem é adicionada ao volume do tumor macroscópico (*gross tumour volume* - GTV), para inclusão da doença subclínica no campo de radiação, o que constitui o volume alvo clínico (*clinical target volume* - CTV). Além disso, uma margem tendo em consideração as incertezas geométricas, incluindo erros de *setup* e movimentação de órgãos, é adicionada, criando-se o volume de tratamento planeado (*planning target volume* - PTV), como está ilustrado na figura 1.5.

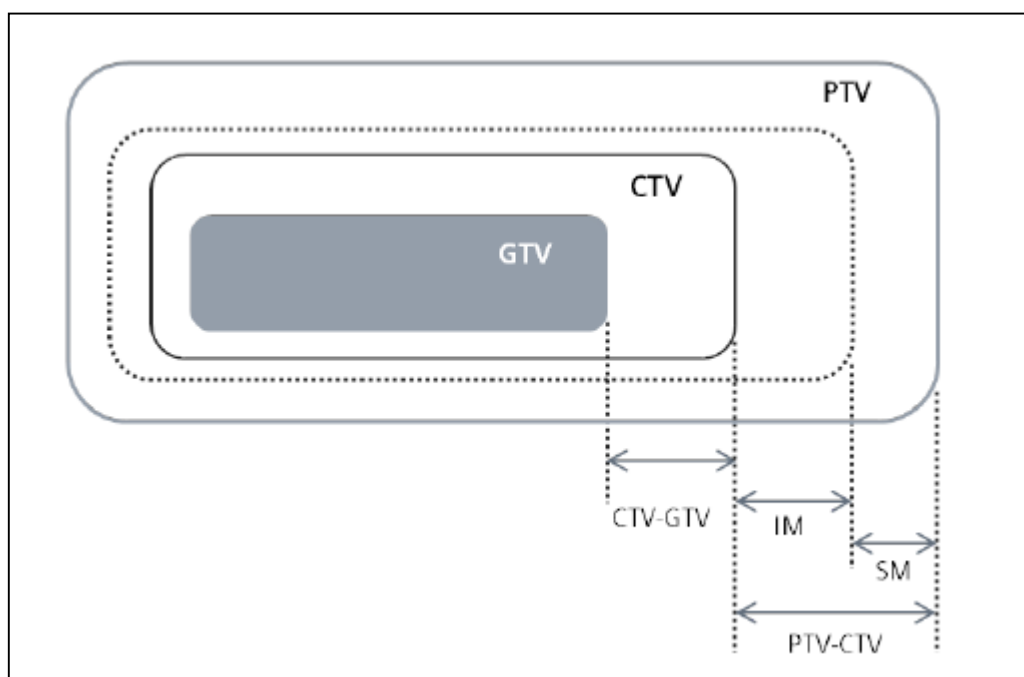


Figura 1.5 Ilustração dos volumes e margens relativas à definição do volume-alvo. Adaptado da (ICRU, 2010).

O tamanho das margens depende da magnitude das incertezas, e no caso específico do tratamento da próstata, margens de 10 milímetros (mm) no CTV para o PTV são

consideradas padrão. Segundo alguns autores pode reduzir-se de 6 a 8 mm na margem posterior em direcção ao recto (Mcgarry *et al.*, 2009). Estes valores, no entanto, constituem apenas uma orientação, cabendo a cada instituição decidir pela margem mais adequada, dependendo dos meios de verificação de localização para o volume-alvo, disponível na mesma. É importante realçar que a radioterapia com intensidade modulada permite a obtenção de curvas de isodose mais restritas ao PTV, o que implica o uso de métodos mais fidedignos de localização do volume-alvo nos tratamentos diários.

São duas as técnicas de verificação, nos carcinomas da próstata, mais usadas: sobreposição de imagens com marcadores fiduciais de ouro ou por estruturas anatómicas.

As imagens usadas na sobreposição são provenientes do sistema de planeamento (*digitally reconstructed radiography* - DRR) e as adquiridas durante o tratamento recorrendo ao *electronic portal images* (EPID).

Para verificação das incertezas geométricas são realizadas imagens portais durante o tratamento, que são comparadas com as radiografias digitalmente reconstruídas (*digitally reconstructed radiography* - DRR) obtidas a partir da tomografia de planeamento. O portal de imagens electrónicas (*electronic portal images* - EPID) é utilizado com essa finalidade, o que vai permitir correcções no momento do tratamento e reduzir os erros de 5 mm para 3 mm (Mcgarry *et al.*, 2009).

Com o avanço da tecnologia e a utilização de técnicas cada vez mais complexas, uma maior precisão na determinação e obtenção do PTV é desejável. Movimento do doente, erros de posicionamento, movimentação de órgãos, todos contribuem para as incertezas no tratamento.

Tal como em outras patologias, na próstata, o cálculo de doses, na técnica de IMRT é feita através do planeamento inverso.

A melhor forma de analisar um planeamento inverso é através dos histogramas de dose-volume, apresentado na figura 1.6.

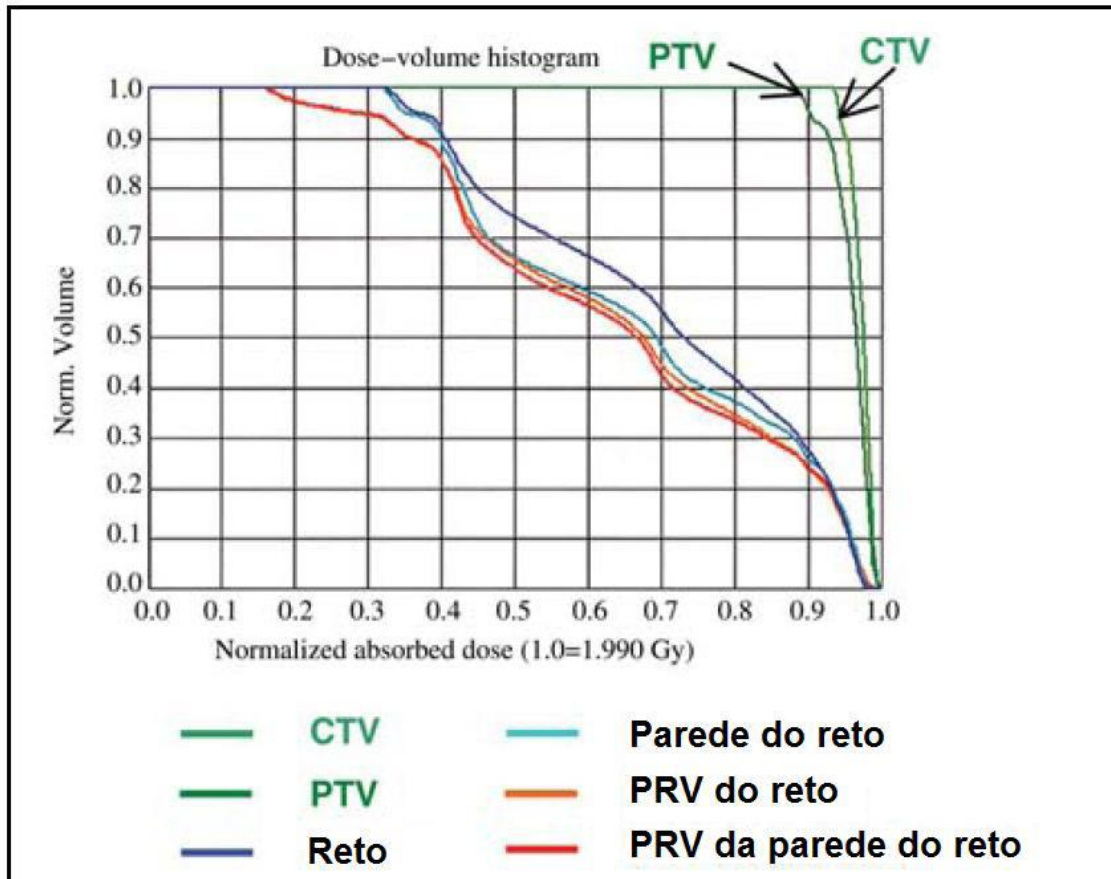


Figura 1.6 Histograma dose-volume para um caso de cancro de próstata.

Figura adaptada do ICRU 83.

Um histograma de dose-volume (DVH's) representa as fracções de volume de cada estrutura em termos da dose recebida. Desta forma, um histograma com a dose acumulada pode apresentar exactamente a quantidade volumétrica de uma determinada estrutura e a dose que ela recebe. Idealmente, deseja-se que o alvo receba em cem por cento do seu volume a dose prescrita com pequena variação e, por outro lado, que as estruturas sadias recebam o mínimo possível.

O sistema de planeamento inverso, a partir da ferramenta de optimização inversa que é alimentada com os dados dos volumes e doses, procurará encontrar os melhores campos com suas fluências, resultando na distribuição desejada em cada volume. Estas fluências ideais calculadas devem ser convertidas num feixe real, isto é, em feixes possíveis de serem executados pelo sistema de colimador multilâminas (MLC). Assim as conformações das lâminas do MLC podem ser calculadas em termos de dose absorvida para os doentes e objectos simuladores.

1.5 Hipofracionamento na próstata

A radioterapia é uma opção terapêutica padrão para o tratamento radical do cancro da próstata localizado. O hipofracionamento consiste no débito de maiores doses em menos sessões de tratamento quando comparada com o tratamento de radioterapia convencional. Uma melhoria nos índices terapêuticos, através da elevação da dose total do tratamento, tem sido exaustivamente pesquisada nos últimos anos, com o auxílio de modernos e mais precisos sistemas de planeamento e de tratamento. Recentemente, está a observar-se um interesse renovado sobre o uso do hipofracionamento para o tratamento do cancro da próstata pela radioterapia.

Tal mudança está relacionada com o novo conceito radiobiológico de que os tumores prostáticos possuem um índice α/β (um linear (α), proporcional à dose utilizada e outro quadrático (β), proporcional ao quadrado desta dose) muito mais baixo do que previamente estimado. O conhecimento destes 2 factores e a inclusão dos mesmos em equações relacionadas com a curva de sobrevida celular, levou à conclusão que as contribuições lineares e quadráticas para a morte celular são iguais a uma dose caracterizada pelo índice α/β . O hipofracionamento, portanto, parece ser uma opção terapêutica interessante para este tumor, tendo em vista a possibilidade de uma melhoria no índice terapêutico com uma alteração na dose diária de radioterapia (Biogini & Souhami, 2004).

2 Objectivos

O objectivo deste estudo consiste em avaliar se existem diferenças significativas na localização do volume-alvo (neste caso a próstata), através de uma análise por sobreposição (*matching*) *offline* das imagens portais com as DRR's provenientes do sistema de planeamento, usando dois métodos de referência: pelas estruturas anatómicas do doente e pelos marcadores fiduciais de ouro implantados na próstata.

Pretende-se com este estudo, verificar qual dos métodos nos permite uma maior precisão na localização do PTV (próstata), tendo como objectivo efectuar um tratamento correcto aos volumes-alvo de acordo com o que foi planeado.

De modo a verificar qual dos métodos é mais viável, obtiveram-se os dados de todas as coordenadas (lateral – X, longitudinal – Y e vertical – Z) do *matching* das imagens ortogonais (AP e Lateral Direita) perpendiculares entre si, adquiridas através do EPID, com as DRR's do sistema de planeamento. Os dados das respectivas coordenadas, para estruturas e marcadores, foram analisados estatisticamente, para todos os doentes incluídos neste estudo, diariamente desde o primeiro dia de tratamento até ao seu término.

Desta forma, o presente trabalho tem por objectivo avaliar os desvios verificados nos doentes com carcinoma da próstata submetidos a radioterapia de intensidade modelada, efectuando a fusão da DRR e da imagem portal, recorrendo a marcadores fiduciais e a estruturas ósseas, nos campos antero-posterior e lateral.

3 Material e métodos

Neste capítulo é feita uma breve apresentação do Serviço de Radioterapia do Hospital de S. João (HSJ), evidenciando as principais competências de alguns intervenientes neste tipo de Serviço Hospitalar. Também é realizada a descrição do Sistema de Planeamento deste Serviço, assim como dos equipamentos de medida utilizados durante a realização deste trabalho.

3.1 Serviço de radioterapia

O Serviço de Radioterapia do Hospital de S. João encontra-se dividido em várias áreas distintas. Este Serviço possui duas áreas de tratamento, constituídas por dois *bunkers* onde estão instalados dois Aceleradores Lineares (um Clinac 600c da Varian e um Primus da Siemens). O acelerador usado neste estudo produz fotões de 6 e 18 MV e electrões de 6, 9, 12, 15, 18 e 21MeV. Este tem acoplado um sistema de imagem portal (EPID) e ainda possui um colimador multi-folhas e cunhas dinâmicas.

Numa outra sala encontra-se o simulador, utilizado para a simulação física do tratamento. O Serviço possui ainda uma sala destinada à elaboração de moldes, uma sala com o equipamento de Tomografia Computorizada e uma sala de dosimetria. Para além destas salas, existem também os gabinetes médicos e a sala de enfermagem.

Fazem parte deste Serviço seis médicos especialistas em Radioterapia, dois médicos internos, treze técnicos de Radioterapia, três físicos, quatro enfermeiros, cinco administrativos e três auxiliares de acção médica.

3.2 Tomografia computadorizada e simulação virtual

Em Radioterapia, a Tomografia Computorizada (TC) é utilizada para a aquisição de imagens anatómicas das zonas a irradiar. Esta utilização deve-se ao facto de existirem imprecisões na localização de determinados tumores e órgãos internos. A integração das imagens assim obtidas nos sistemas de dosimetria, permite um planeamento muito mais preciso dos campos de tratamento. A TC de planeamento permite determinar a

informação clínica e física do paciente. A informação física compreende o tamanho, a forma, a localização dos contornos e heterogeneidades e também, através das Unidades *Hounsfield*, a densidade electrónica relativa dos tecidos.

Uma das características essenciais para uma tomografia computadorizada dedicada à radioterapia é a existência de uma ampla abertura central, possibilitando o emprego dos diversos acessórios de posicionamento e imobilização existentes. Uma abertura de 70 cm) é o mínimo, existindo actualmente equipamentos com mais de 80 cm. A qualidade das imagens obtidas é também importante, pelo que um modo de aquisição helicoidal é o ideal. Também a mesa utilizada deve ser adequada. Pelo menos o tampo deve possuir as mesmas características do existente na sala do Acelerador Linear, visto que o processo de simulação implica o uso dos mesmos sistemas de imobilização utilizados para o tratamento, que são habitualmente fixados à mesa em posições muito específicas.

Neste estudo a TC usada é da Siemens e tem uma abertura de 70 cm, tendo todas as características acima referidas, essenciais para o uso em radioterapia.

Na simulação virtual é utilizado um equipamento de TC, um *software* de localização e reconstrução 3D e um sistema de lasers que possibilitam o correcto posicionamento do paciente. O *software* de localização e reconstrução 3D (figura 3.1) permite obter informação tridimensional relativa à anatomia do paciente, delinear o tumor e outras estruturas adjacentes, determinar o volume alvo a tratar, efectuar marcações de referência no paciente, simular e modificar os campos de irradiação e produzir e imprimir radiografias reconstruídas digitalmente (DRR - *Digitally Reconstructed Radiography*).

O sistema de reconstrução 3D e de localização usada neste estudo é o *Focal* e tal como anteriormente descrito permite realizar uma correcta simulação do doente.

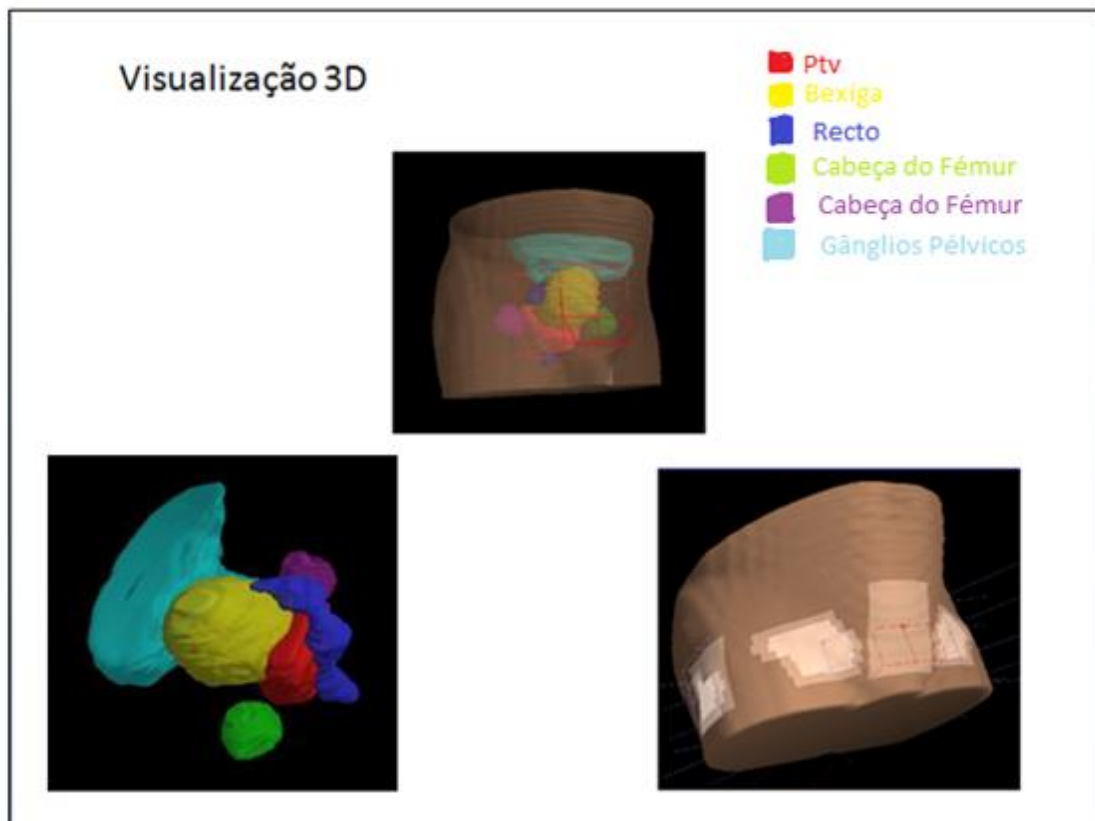


Figura 3.1 Visualização 3D da simulação virtual de um doente com cancro de próstata.

3.3 Sistema de planeamento

O Sistema de Planeamento (TPS) do Serviço de Radioterapia do HSJ usado neste estudo é o XiO da CMS.

Este possui diversos algoritmos de cálculo de dose (*Convolution, Multigrid Superposition* e *Fast Superposition*) que permitem ao dosimetrista seleccionar o mais adequado a cada tratamento, tendo em conta a sua precisão e exactidão de cálculo do mesmo perante as diferentes densidades electrónicas da região a irradiar.

As ferramentas automatizadas de contorno, tais como a funcionalidade de segmentação e de desenho, permitem uma identificação fácil e rápida e a delimitação do volume-alvo e estruturas críticas.

No Sistema de Planeamento é ainda possível ter diversos pontos de prescrição (que podem corresponder a diferentes fases do tratamento ou diferentes zonas a tratar) assim como a prescrição a uma isodose.

A avaliação final do plano de tratamento pode ser feita através da avaliação do histograma dose-volume das várias estruturas delimitadas ou das isodoses em cortes transversais, coronais ou sagitais.

3.4 Acelerador linear

O acelerador linear é o equipamento de eleição para administrar tratamentos de Radioterapia Externa. Idealmente, deve dispor de duas ou mais energias de fótons, para tratamentos profundos, e diversas energias de electrões, para tratamentos mais superficiais. Este equipamento é composto por sofisticados sistemas de produção, administração e controlo de radiação, equipamentos para posicionamento do paciente e sistemas de localização e verificação dos campos a irradiar.

Ao Acelerador Linear (figura 3.2) estão associados: uma mesa de tratamento específica, onde o paciente é posicionado; um sistema de lasers de localização; um sistema electrónico de aquisição de imagens em tempo real do campo irradiado; um sistema de dimensionamento dos campos a irradiar; um sistema de vídeo em circuito fechado para vigilância do paciente durante o tratamento e um equipamento computadorizado de comando. Os Aceleradores mais modernos possuem um sistema de colimação composto por múltiplas pequenas lâminas monitorizadas que permitem o tratamento de campos irregulares sem necessidade de recorrer a protecções personalizadas fabricadas individualmente. Os colimadores multi-folhas são formados por 80 a 160 segmentos, com uma dimensão entre alguns milímetros e 1cm (ao nível do isocentro). Cada folha é individualmente monitorizada e controlada por computador, permitindo posições com uma precisão superior a 1 mm e a formação de campos de radiação irregulares.

Ainda como parte integrante do Acelerador Linear está o sistema de verificação de campos, constituído por um sistema de detecção de radiação que permite verificar, através de um sistema informático, a conformidade entre os campos irradiados e os campos planeados.

O sistema de verificação electrónico está normalmente montado no braço de tratamento do acelerador linear podendo ser colocado rapidamente na posição de aquisição de imagem. A imagem adquirida (imagem portal) pode ser comparada com a imagem obtida no sistema de planeamento e a sua conformidade verificada de modo manual ou electrónico, dependendo do sistema informático instalado.

O acelerador linear usado neste estudo é um *Primus* da *Siemens*, sendo considerado um acelerador moderno tem todas as características descritas anteriormente. O EPID usado para a aquisição das imagens analisadas foi um *OPTIVUE 1000 ART* da *SIEMENS* (detector de silício amorfo de alta resolução), montado no acelerador.

A análise por comparação das imagens de verificação (*portal imaging*) com as DRR's provenientes do Sistema de Planeamento, através de *matching* de campos ortogonais (de tratamento ou localização), foi realizada no *software* próprio do acelerador, mais concretamente numa função o *Portallmaging*.



Figura 3.2 Acelerador Linear Primus da Siemens.

3.5. Preparação do tratamento de radioterapia

Anteriormente ao tratamento de RT, propriamente dito, existem inúmeros procedimentos que devem ser executados.

Em cada um desses procedimentos está inserida uma vasta equipa de profissionais de saúde que interage como uma equipa multidisciplinar.

O sucesso final de todo o procedimento deve-se fundamentalmente ao bom funcionamento dessa mesma equipa.

3.5.1 Planeamento em radioterapia

O planeamento do tratamento com IMRT é mais complexo do que o planeamento da radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT). Para ambos, o médico radioterapeuta designa alvos específicos (tumor alvo, regiões electivas nodulares) e órgãos de risco (recto, bexiga, etc.). O processo de determinação dos volumes para o tratamento consiste em vários passos distintos. Diferentes volumes podem ser definidos, frequentemente com variações de concentrações de células malignas ou suspeitas e de células normais das quais a radiosensibilidade pode interferir no plano de tratamento. Além disso, devem ser consideradas mudanças prováveis na posição espacial entre os volumes e o feixe durante o tratamento, movimentos dos tecidos e do doente e possível incerteza no *set up* de tratamento.

Durante todo o processo de tratamento de radioterapia, são várias as etapas e os meios técnicos e humanos necessários à realização do tratamento. Os procedimentos operativos, técnicos e clínicos na EBRT, variam de instituição para instituição dependendo, essencialmente, do volume assistencial e dos recursos tecnológicos e humanos disponíveis. Contudo, existem etapas do *workflow* da radioterapia, transversais a todas as instituições. Estas etapas devem ser devidamente documentadas e realizadas por pessoal qualificado, de acordo com os protocolos nacionais ou internacionais que tenham sido adoptados por cada instituição.

3.5.2 Avaliação clínica

A avaliação clínica é onde o médico especialista em RT avalia o estado geral do doente. Geralmente, é realizada numa consulta antes do início do planeamento do tratamento. O médico Radio oncologista, responsável por todo o processo de tratamento do doente, reúne o historial clínico do doente que inclui: codificação da doença, estadiamento da doença, antecedentes clínicos pessoais e familiares, exame físico e informações dos exames complementares de diagnóstico (imagens radiológicas, biopsia, análises clínicas, entre outros). Após a avaliação da extensão da doença, o clínico define a estratégia do tratamento, como: duração do tratamento, dose total, definição dos

volumes-alvos (PTV, CTV e GTV), definição dos OARs a proteger, bem como respectivas doses de tolerância. Ao longo desta etapa, o doente é devidamente informado acerca da sua patologia, da terapia a adoptar, assim como dos possíveis efeitos agudos e tardios que poderá vir a manifestar. Por norma, o serviço dispõe de uma equipa de enfermagem que fornece ao doente e seus acompanhantes toda a informação acerca de como se desenrolará o tratamento, bem como dos cuidados a ter durante o mesmo.

3.5.3 Simulação virtual

Esta é a etapa clínica e técnica, que tem como finalidade definir e/ou verificar no doente as condições de posicionamento e tratamento.

A simulação do tratamento foi desenvolvida para assegurar que os feixes de radiação escolhidos para o tratamento do doente são adequados de modo a englobar o volume alvo a tratar. Hoje em dia, a simulação consiste em: determinar a posição de tratamento; adquirir os dados do doente para o respectivo planeamento do tratamento; identificar os volumes alvos e os órgãos de risco; determinar e verificar a geometria dos campos de tratamento; e gerar radiografias digitalmente reconstruídas para comparação com as imagens portais.

Antes da TC de planeamento, os doentes com cancro da próstata são devidamente preparados para a correcta aquisição das imagens. Estes devem ter uma bexiga relativamente cheia e um recto parcialmente vazio. Entre três a quatro semanas antes da TC de planeamento, os doentes vão ao bloco operatório colocar os marcadores fiduciais de ouro. Por norma, são colocados três marcadores no interior da próstata através de ecografia transrectal (Jergin Chen *et al.*, 2007).

A simulação virtual do tratamento é adquirida em posição supina, de forma a imobilizar a zona dos joelhos e pernas, através do uso do apoio poplíteo e de um apoio de pés (figura 3.4). As imagens axiais da zona pélvica são obtidas em cortes de 3 mm de espessura, mas especificamente na área onde se localizam os marcadores, são usados cortes mais finos, com 2 mm de espessura (figura 3.3).

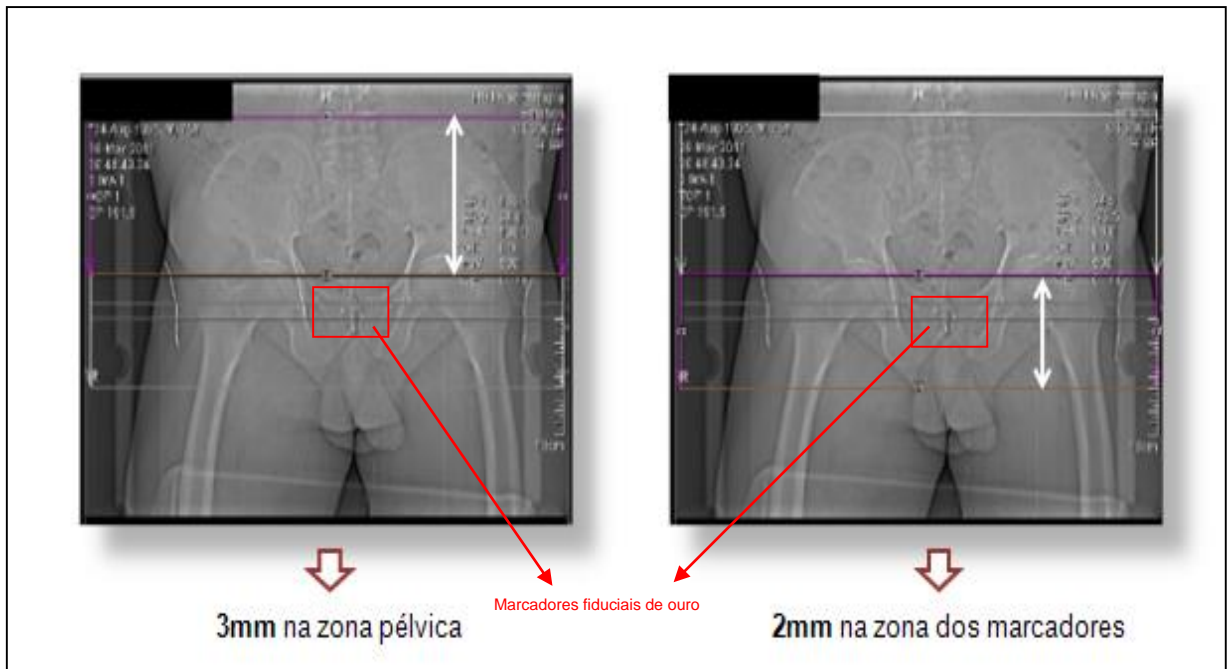


Figura 3.3 Tomograma de um doente com cancro de próstata.

Após a aquisição das imagens, estas são transferidas para um programa (*Focal*) de modo a se escolher as coordenadas do isocentro de referência de acordo com as imagens obtidas. De seguida, as coordenadas do isocentro de referência escolhido serão tatuadas na pele do doente. Depois do doente tatuado este pode ir embora, voltando somente para a realização do tratamento.

Os volumes alvos, os marcadores, a bexiga e o recto são delineados usando um sistema de planeamento para o tratamento (neste estudo o XiO).

A simulação virtual é inteiramente baseada na anatomia individual de cada doente. A informação é completa e precisa relativamente ao tamanho, localização e posição de qualquer estrutura anatómica. A simulação com TC permite visualizar a anatomia do paciente nos três eixos espaciais: axial, sagital e coronal (Bomford & Kunkler, 2003).



Figura 3.4 Simulação virtual de um doente de cancro da próstata.

3.5.4 Posicionamento e imobilização do doente

A primeira fase da simulação é o posicionamento do doente na mesa da TC, que é igual, ou tem as mesmas características que a mesa de tratamento. O doente é normalmente posicionado em decúbito dorsal.

A literatura mostra que quando são usados protocolos para posicionamento dos doentes e padronização do processo de verificação do mesmo, erros de 2 a 4 mm são observados em cerca de 80% dos portais (De Boer *et al.*, 2001).

A imobilização tem duas funções essenciais: (1) permitir a reprodutibilidade da posição do doente durante todo o processo de tratamento, desde a aquisição de imagens até ao tratamento; (2) permitir a reprodutibilidade da posição do doente ao longo das sessões de tratamento. Os acessórios de imobilização (figura 3.5), para além de permitirem a imobilização, garantem conforto para o doente, assim como agilidade no posicionamento por parte do técnico no dia-a-dia.

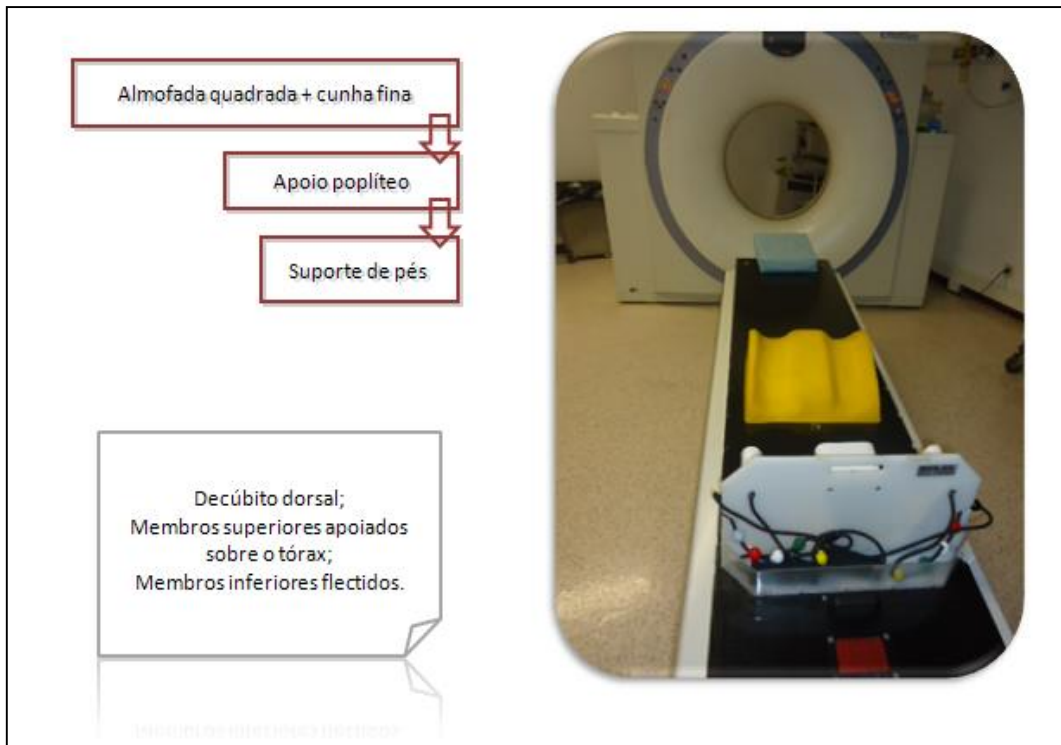


Figura 3.5 Suportes usados para o posicionamento de um doente com cancro da próstata.

Em relação aos erros, os mais significativos são os sistemáticos, pois podem provocar débito de dose inadequada no volume alvo e nos órgãos normais. Os erros aleatórios apresentam menor impacto nas doses das estruturas mencionadas. Para a redução de tais erros, vários trabalhos (Giordani *et al.*, 2010), têm sugerido a verificação diária da reprodutibilidade dos campos de tratamento. A imobilização do paciente, associada a marcas na pele (*tattoos*) e ao alinhamento com o *laser* da sala, reduzem em muito as incertezas de tratamento.

Mesmo com todos os recursos e métodos descritos, ainda é extremamente difícil eliminar todas as incertezas, e para reduzi-las de modo significativo são criados protocolos para a verificação de erros de posicionamento e correcção dos mesmos.

3.5.5 Aquisição de imagens

Esta etapa tem como finalidade adquirir imagens de TC, para realizar o planeamento 3D. As imagens de TC são adquiridas nas condições de posicionamento e imobilização que serão reproduzidas em todas as sessões de tratamento.

Com recurso a um sistema de lasers externos de precisão, o doente é alinhado na posição correcta, sendo efectuadas visualizações para confirmar o seu posicionamento (figura 3.6). Posteriormente, colocam-se referências cutâneas provisórias no doente em localizações estáveis (figura 3.7).

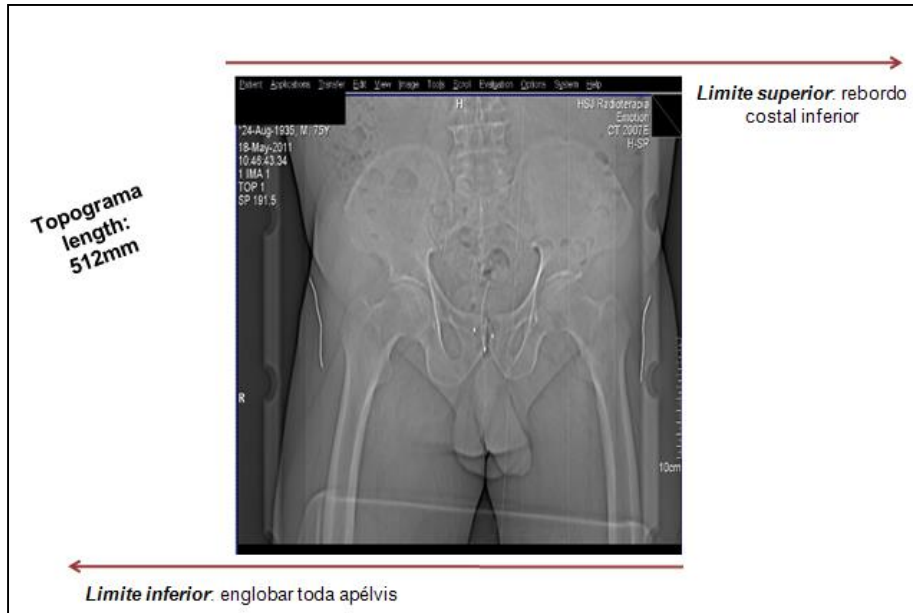


Figura 3.6 Topograma de um doente com cancro de próstata.

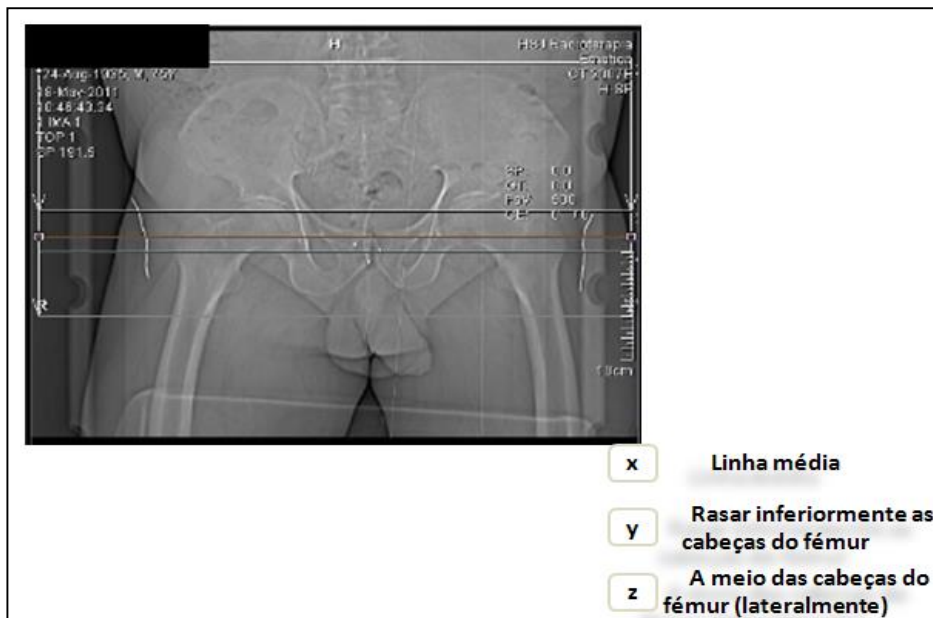


Figura 3.7 Imagem de TC das coordenadas de posicionamento num doente com cancro de próstata.

Após adquirir a primeira série de imagens axiais, o sistema determina automaticamente, ou manualmente, as coordenadas do isocentro de referência. As coordenadas são transferidas para o sistema de lasers móveis e é verificado o posicionamento, relativamente às marcações provisórias iniciais. Por último, o doente é marcado definitivamente ao nível do isocentro de referência.

A TC de planeamento permite adquirir imagens anatómicas que servirão de suporte para o planeamento dosimétrico. Além de fornecer informação anatómica com excelente contraste dos tecidos moles, também fornece informação quantitativa sob a forma de números de *Hounsfield* ou números TC. A conversão da densidade electrónica em relação à água permite o cálculo de dose com correcção de heterogeneidade nos vários tecidos.

Adicionalmente, pode recorrer-se à fusão de imagem com outras modalidades imagiológicas, tais como, Ressonância Magnética, Tomografia por Emissão de Positrões (PET) e Tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT). Desta forma, é possível contornar a limitação da TC em obter imagens com bom contraste entre diferentes tecidos biológicos com densidade electrónica semelhante. No entanto, importa ressaltar que o cálculo de dose é sempre baseado na informação da TC, pois só a partir desta informação se consegue conhecer as densidades dos vários tecidos biológicos.

3.5.6 Definição do isocentro

O isocentro do tratamento é normalmente definido no centro geométrico do PTV e as suas coordenadas são definidas em relação ao isocentro de referência, que foi marcado com tinta-da-china na pele do doente no término da simulação virtual (figura 3.8). Para que o doente seja posicionado durante todo o tratamento do mesmo modo como foi planeado no sistema de planeamento (dosimetria), é necessário relacionar o sistema de coordenadas tatuadas no doente com o sistema de coordenados da sala de tratamento (*lasers*). Isto torna-se viável através da marcação dos lasers de referência da simulação virtual na pele do doente no dia da simulação. Os lasers da simulação virtual são usados para referenciar (sagital, coronal e axial) na pele do doente tendo como finalidade alinhar o doente no acelerador linear, aquando do tratamento.

O alinhamento do doente e a reprodutibilidade do tratamento dependem de um ajuste perfeito entre o sistema de coordenadas de referência obtido na simulação virtual, o sistema de coordenadas do isocentro planeado e o sistema de coordenadas relacionado

à sala de tratamento que deverá coincidir com o sistema de coordenadas do isocentro, obtido no sistema de planeamento computadorizado do tratamento.

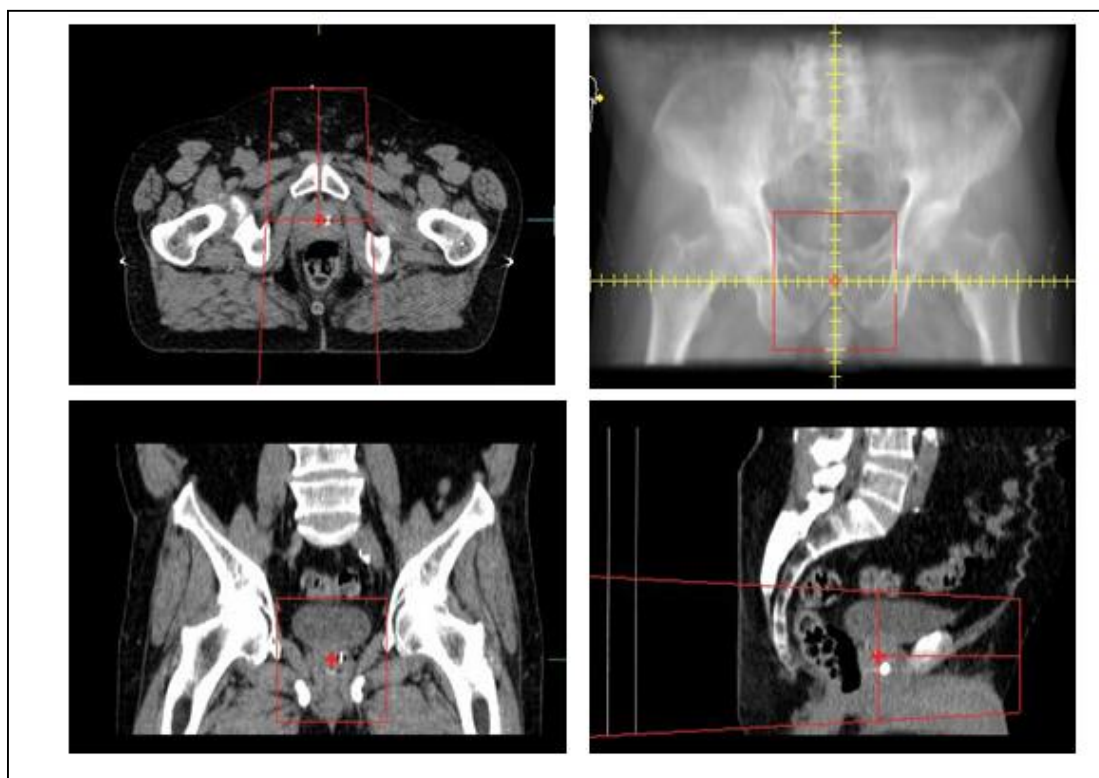


Figura 3.8 Definição do isocentro na simulação virtual.

3.5.7 Delineamento de volumes

O Radio oncologista, uma vez disponíveis as imagens de TC, define os volumes a irradiar, bem como as respectivas doses. De acordo com as *guidelines* estabelecidas pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU 50) (ICRU, 1993), o GTV, o CTV e o PTV devem ser devidamente delineados (figura 3.9).

Para os tratamentos de IMRT, as *guidelines* da *American College of Radiology* (ACR) e da *American Society for Therapeutic Radiology and Oncology* (ASTRO) recomendam a utilização do planeamento inverso, sendo necessário delimitar para além dos volumes-alvos, os órgãos de risco (figura 3.10) indicando as respectivas restrições de dose limite e os factores de prioridade relativo. Na figura 3.11 encontra-se uma imagem de TC de planeamento de um tratamento da próstata, com contorno dos volumes-alvos e OAR (cada cor de contorno corresponde a uma dose).

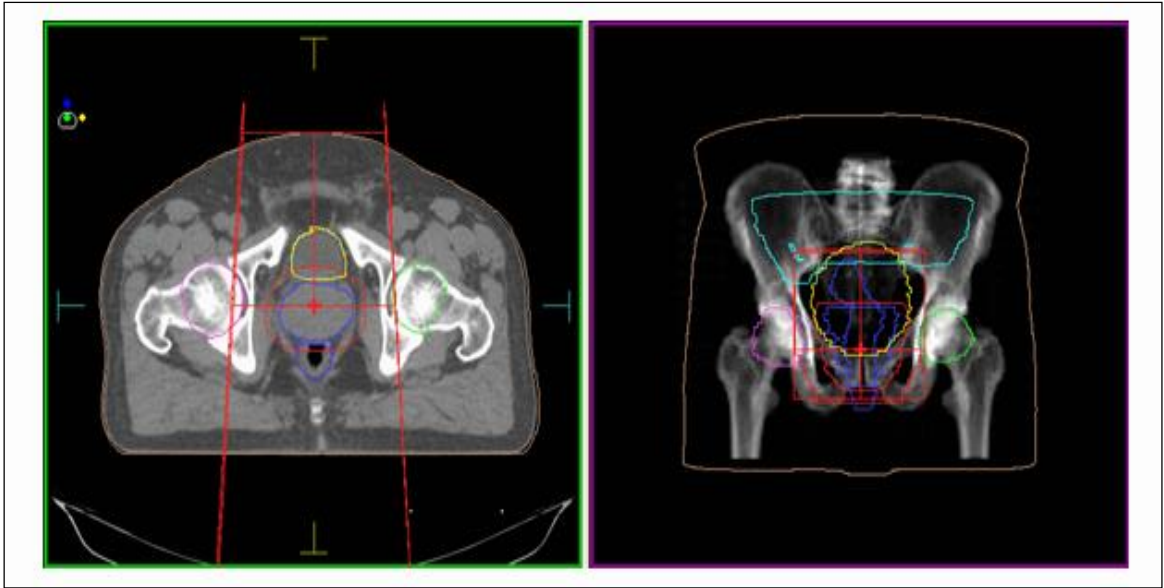


Figura 3.9 Imagens de TC de um doente de próstata e os respectivos volumes alvos.

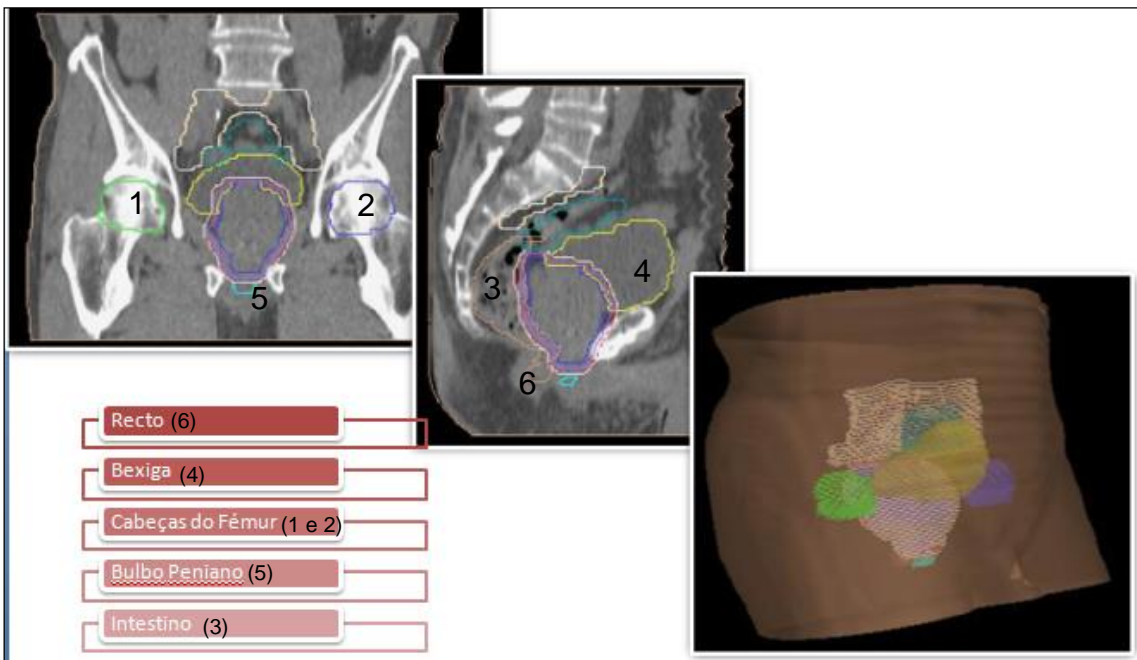


Figura 3.10 Imagens de TC das estruturas críticas no cancro da próstata e uma visão 3D.

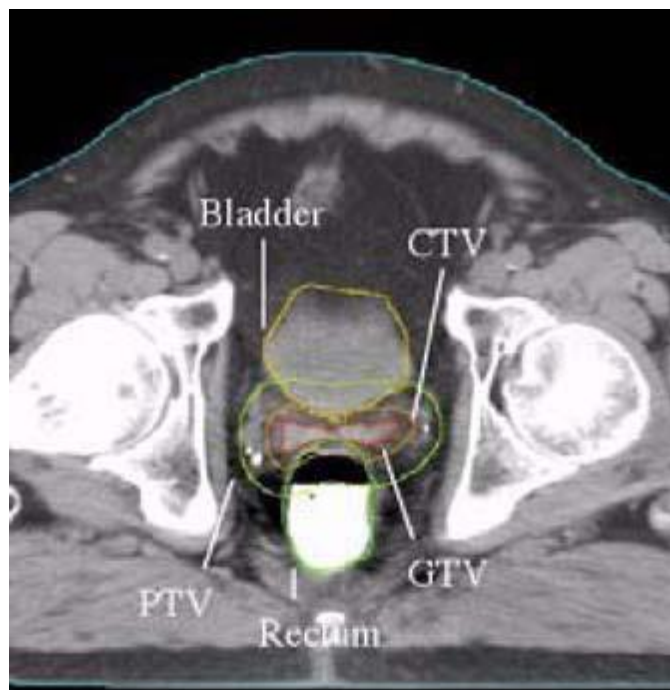


Figura 3.11 TC de planeamento de um doente com cancro da próstata, com o respectivo contorno das estruturas críticas (bexiga e recto) e dos volumes-alvos (CTV, PTV e GTV).

3.5.8 Dosimetria clínica

Na dosimetria é definida a planificação dos feixes de irradiação e a distribuição dosimétrica de acordo com as características do tratamento de radioterapia (figura 3.12 e 3.13).

Após o Radio oncologista prescrever o tratamento, o técnico dosimetrista realiza o planeamento recorrendo a um sistema de planeamento de tratamento (TPS). O sistema de planeamento calcula, para cada configuração de campos proposta, a distribuição de dose e sobrepõe-na às imagens de TC disponíveis para o caso clínico em estudo.

De acordo com as recomendações da ICRU-50, a dose deve estar distribuída no volume-alvo de forma homogénea, não devendo a incerteza total ultrapassar -5% ou +7% da dose prescrita pelo médico. No que diz respeito às estruturas adjacentes, estas devem receber níveis de dose o mais baixo possível.

A avaliação do planeamento é efectuada com base na análise da distribuição em torno do PTV e dos OARs recorrendo a DVHs (figura 3.12 e 3.13).

A avaliação de um plano de IMRT requer mais trabalho do que na técnica 3D-CRT tradicional, dado que, a IMRT pode criar pontos frios ou quentes em locais inesperados,

que não são facilmente detectados nos DVHs. A avaliação do plano de IMRT exige uma inspeção das distribuições de isodose em cada *slice* de imagem.

Concluído o estudo dosimétrico, o médico radio oncologista, responsável pelo tratamento, irá aprovar o plano de tratamento após a avaliação de um conjunto de factores, tais como a uniformidade da dose e os limites de dose nos órgãos de risco.



Figura 3.12 Planificação convencional e respectivo histograma dose-volume de um doente com cancro da próstata.

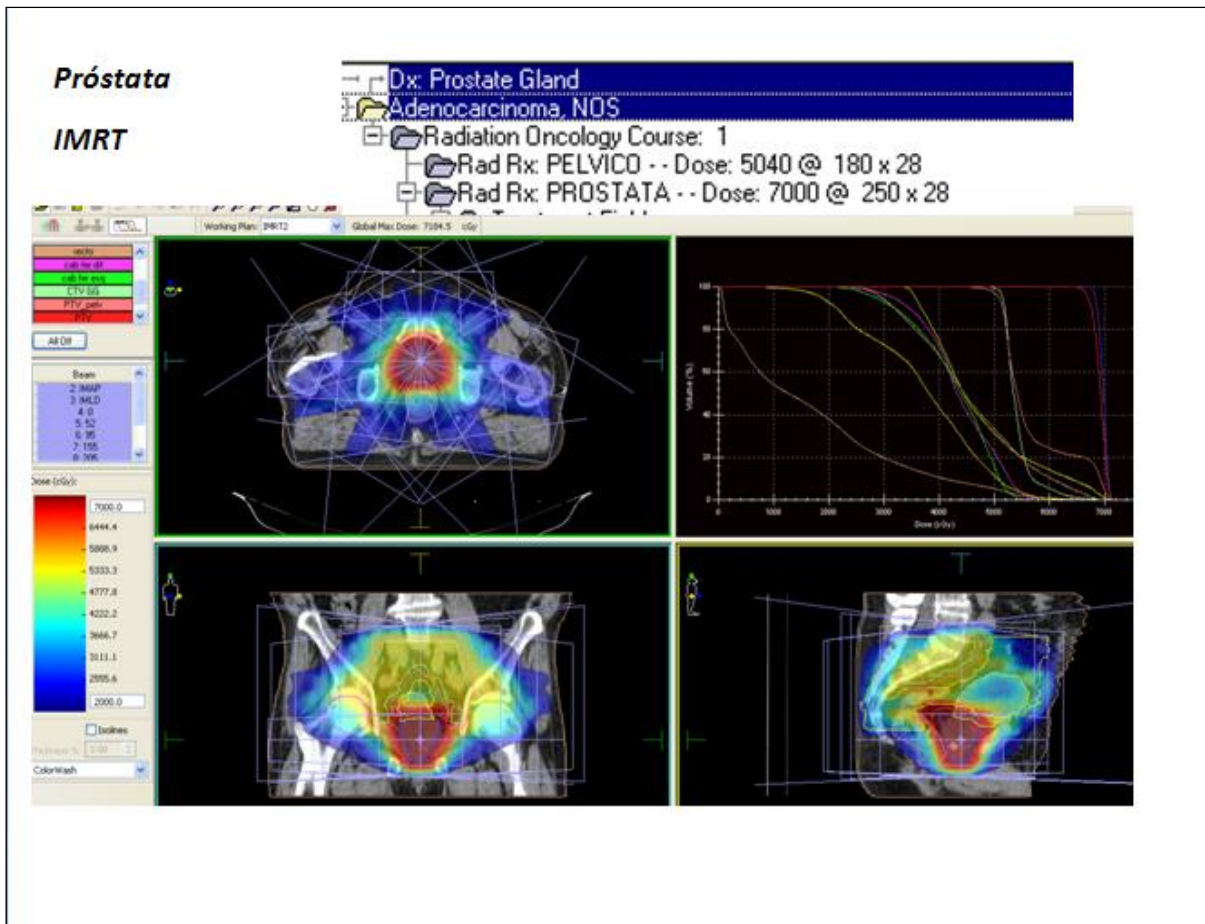


Figura 3.13 Planificação IMRT e respectivo histograma dose-volume de um doente com cancro da próstata.

3.6 Tratamento diário

É nesta fase que se realiza a irradiação do doente, de acordo com a planificação e a prescrição do tratamento, previamente, determinado e aceite pelo médico Radio oncologista. Cada tratamento divide-se em sessões, administradas cinco vezes por semana, com pequenas fracções de radiação (1.8Gy-2Gy), devendo ser fielmente reproduzidas (Cleto *et al.*, 2008).

Cada sessão de tratamento é dividida em 3 momentos distintos: (1) posicionamento do doente; (2) controlo de qualidade; e (3) irradiação do doente.

Em cada sessão de tratamento começa-se por colocar e alinhar o doente de acordo com o posicionamento e imobilização pré-definidas durante a simulação virtual.

É recomendado que o controlo de qualidade do posicionamento seja realizado, por norma desde a primeira sessão de tratamento. O EPID é um sistema de imagem portal

através do qual se adquirem imagens digitais. Dependendo das características do EPID, é possível obter imagens portais 2D ou 3D. No primeiro caso, a imagem resulta de dois campos ortogonais (0° e 90°) e no segundo resulta da reconstrução 3D a partir da aquisição dinâmica em arco – *Cone-Beam CT*, que pode ser, directamente, comparada com a imagem da TC de planeamento.

Durante o período de tempo que decorre entre a fase de aquisição de imagens para o planeamento e o primeiro dia de tratamento, as condições podem não coincidir. À semelhança do que acontece entre o primeiro e último dia de tratamento, a localização, forma e fisiologia do tumor podem sofrer alterações em relação ao planeado. Com o *software* adequado, os desvios de posicionamento do doente são detectados e podem ser corrigidos à custa da determinação automática do vector de reposicionamento. Caso o vector desvio se encontre dentro das tolerâncias estabelecidas para cada patologia, o tratamento é realizado, caso contrário, o doente é reposicionado e o processo repetido. A imagem portal pode também ser utilizada para visualizar marcadores fiduciais, como por exemplo os implantes de ouro, utilizados no cancro da próstata para facilitar a localização de estruturas moles difíceis de detectar neste tipo de imagem. Na prática esta é uma metodologia que incorpora o conceito de radioterapia guiada por imagem (IGRT, do inglês *Image Guided Radiotherapy*).

Ao longo das semanas de tratamento é realizada uma avaliação e um controlo da aplicação do tratamento. O radioterapeuta avalia a resposta e tolerância ao tratamento e despista eventuais alterações no doente, ou outros parâmetros que possam interferir com a reprodutibilidade do mesmo. O manual de boas práticas de radioterapia aconselha que, semanalmente, haja uma consulta clínica, onde se verifiquem eventuais modificações anatómicas do doente que possam interferir na reprodutibilidade do tratamento, a partir da avaliação das imagens portais.

3.6.1 Verificação do tratamento

As imagens adquiridas durante a TC de planeamento são as imagens que irão fornecer os dados anatómicos do doente para serem usadas no planeamento do tratamento de radioterapia. As imagens obtidas através da tomografia computadorizada possibilitam a reconstrução tridimensional do doente no sistema de planeamento computadorizado. As imagens obtidas antes de o doente iniciar tratamento são aquelas que nos fornecerão todos os dados sobre o posicionamento do doente e o isocentro planeado.

3.6.2 Imagem portal e marcadores fiduciais de ouro

A imagem portal fornece uma importante informação anatómica do doente no momento do tratamento em relação ao posicionamento, mas não possibilita a visualização de tumores com densidades próximas às do tecido. Essa é uma das razões pela qual o uso de marcadores radiopacos na próstata vem sendo cada vez mais usado na radioterapia conformada, em que a precisão na localização do alvo é muito importante para que as margens do tratamento possam ser cada vez mais reduzidas. Um dos marcadores mais utilizado é as sementes de ouro (figura 3.14). Estas são implantadas na próstata e, quando é realizada a imagem portal ao doente aquando do tratamento, podem-se visualizar as sementes e, assim, corrigir a posição do volume alvo no momento do tratamento em relação ao dia da simulação.

Os marcadores fiduciais estão a emergir como sendo um método *standard* na radioterapia por imagem guiada. A técnica com marcadores foi originalmente desenvolvida na radioterapia pré conformada para verificação da posição dos tecidos que não eram facilmente visualizados usando imagens raio-X para o alinhamento do doente (Fuller *et al.*, 2006).



Figura 3.14 Marcadores fiduciais de ouro.

Os marcadores são usados para visualizar a próstata nas imagens obtidas antes da irradiação diária do doente. Se usarmos os marcadores como um substituto da própria próstata em si, podemos não só identificar os erros de *set-up* mas também o movimento interno da próstata em relação à anatomia óssea (Uulke *et al.*, 2007). A visualização dos marcadores possibilita a correcta localização dos campos de tratamento, o que nos permite escalonamento de dose conformada, o que promove o controlo tumoral. A correcta localização do tratamento à próstata pode minimizar a irradiação dos órgãos

vizinhos, especialmente do recto e bexiga, reduzindo os efeitos potenciados durante o tratamento de radioterapia, assim como, os efeitos tardios provocados pela mesma. A exacta localização da próstata é essencial no escalonamento de dose, tratamento hipofraccionado e radioterapia com intensidade modelada (Brown *et al.*, 2011). O uso de marcadores permite uma verificação de alta qualidade da posição da próstata em relação à estrutura óssea. A próstata tem movimentos interfracção relativamente as estruturas ósseas devido à variação diária do recto e da bexiga. As estruturas ósseas podem ser visualizadas e alinhadas de acordo com as imagens portais obtidas antes do tratamento, contudo, este procedimento da posição da próstata tendo em consideração a anatomia é incerta. Tipicamente, três ou mais marcadores são inseridos na próstata (figura 3.15), sendo posteriormente usados como guia diário, de forma a podermos identificar os movimentos interfracção da próstata. Assim sendo, os marcadores contribuem para uma maior eficácia e reprodutibilidade do posicionamento diário do tratamento de radioterapia em doentes com cancro da próstata (Kudchadker *et al.*, 2009).

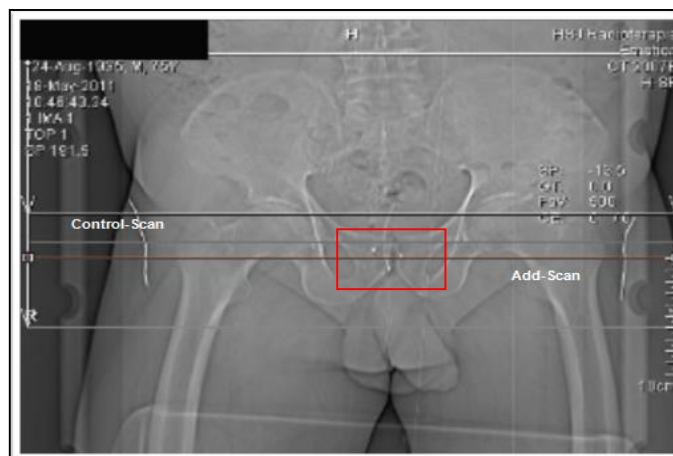


Figura 3.15 Imagem de TC de um doente de próstata com marcadores fiduciais de ouro.

3.6.3 Sistema de imagem portal – EPID

O sistema de imagem portal electrónico (figura 3.16) consiste num conjunto de detectores de radiação, geralmente montados num braço manual ou semi-robótico do acelerador linear, e são capazes de transferir as informações dos detectores para um

computador que as processarão e converterão em imagens. Estes sistemas utilizam uma variedade de detectores, todos produzem imagens em computador com uma variedade de graus de qualidade. Os sistemas actuais incluem: detectores fluoroscópicos; detectores com câmaras de ionização e detectores de silício amorfo (Artignan *et al.*, 2004). As imagens portais utilizadas neste trabalho foram produzidas a partir de um EPID de silício amorfo.

A imagem com EPID é usada para verificar o posicionamento do doente em relação ao feixe de radiação na primeira sessão de tratamento e é repetido se os campos forem modificados e, todos os dias, durante o decorrer do tratamento para fins de controlo de qualidade, nos doentes submetidos a tratamento com IMRT.

A imagem portal pretende verificar a localização do campo de tratamento caracterizado pelo isocentro ou por outro ponto de referência relativo à estrutura anatómica do doente durante o tratamento real e verificar a abertura do feixe reproduzida através dos colimadores multilâminas (MLC). As imagens portais são comparadas com as imagens de referência, radiografias reconstruídas digitalmente (DRR's) do sistema de planeamento.

Uma série de imagens portais obtidas para o mesmo doente em várias sessões no decorrer do tratamento pode fornecer dados sobre as variações diárias no posicionamento do doente e pode dar informação sobre eventuais alterações ocorridas no decorrer do tratamento. Se a imagem for adquirida no início de cada sessão do tratamento pode-se verificar as alterações anatómicas do doente em relação ao seu posicionamento na imagem usada para o planeamento e, assim, fazer ajustes para que o doente seja tratado numa posição semelhante á do seu planeamento.

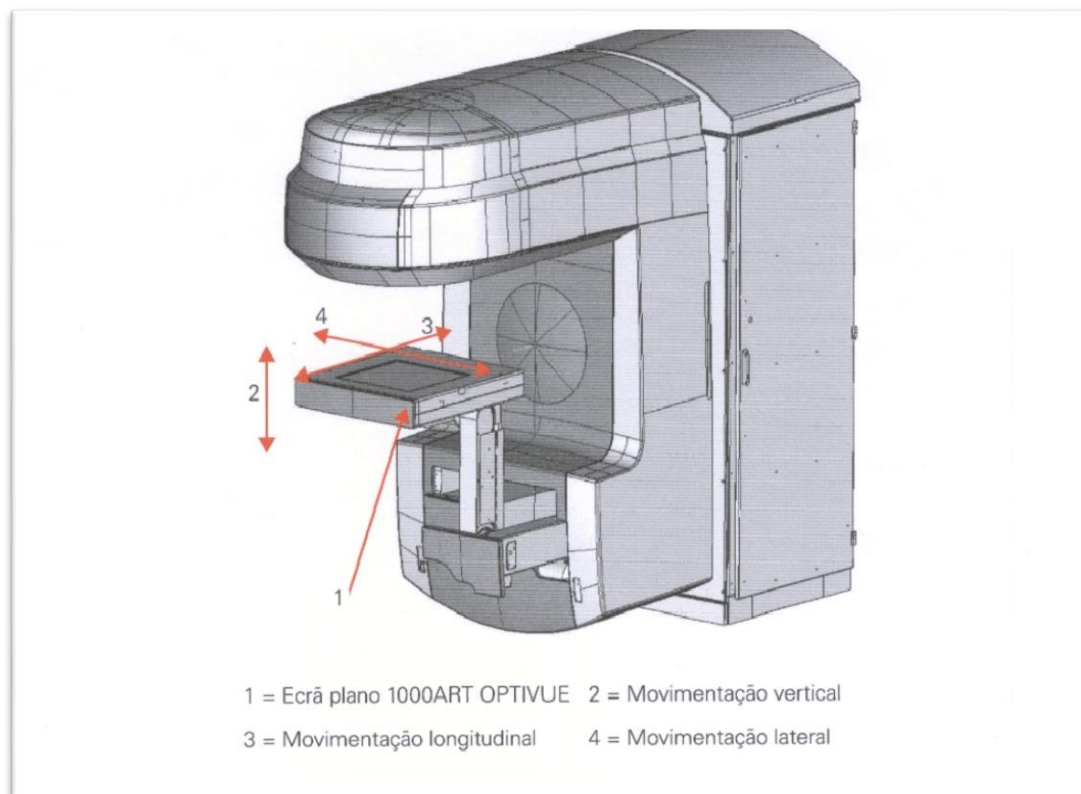


Figura 3.16 Acelerador linear com sistema de imagem portal.

3.6.4 Fusão de imagens

Devido ao uso crescente de múltiplas modalidades de imagens há necessidade que os *softwares* que compõem os sistemas de planeamento correlacionem e registem estas imagens de tal forma que estas possam ser comparadas diariamente (figura 3.17 e 3.18). A maioria dos *softwares* de simulação virtual já possuem esta modalidade, eles permitem a importação de imagens provenientes de diferentes fontes para comparação directa usando técnicas de fusão de imagens. Além disso, pode-se usar esta técnica para verificação do tratamento de radioterapia, através da combinação de imagens, neste caso, fazendo o *matching* entre a imagem portal e a DRR.

Neste trabalho o método usado é a fusão de imagens entre a DRR com aquelas provenientes do EPID, obtidas diariamente no acelerador linear para verificação do posicionamento. O doente é posicionado pelo isocentro de referência e são adquiridas imagens ortogonais com o EPID e seguidamente transferidas via DICOM para um sistema, onde elas podem ser trabalhadas, comparando-as e correlacionando-as. Esta correlação é feita através de estruturas anatómicas e da localização dos marcadores

fiduciais, de modo a que o sistema os reconheça como similares em ambas as imagens de modo a efectuar a fusão.

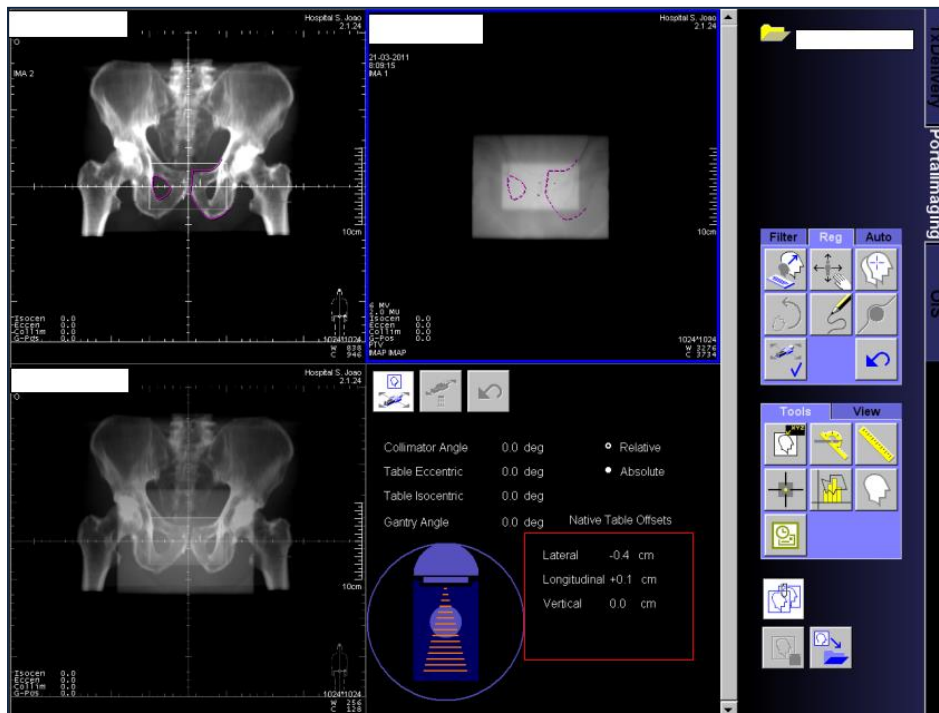


Figura 3.17 Registo e correlação da imagem Antero-posterior (AP) proveniente do EPID e DRR.

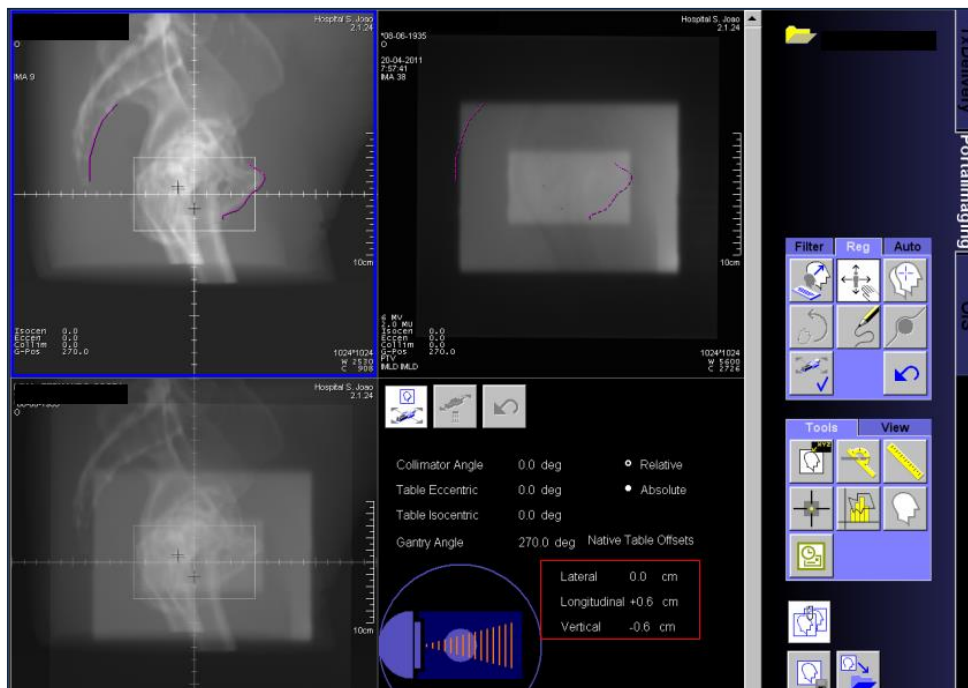


Figura 3.18 Registo e correlação da imagem Lateral direita proveniente do EPID e DRR.

4 Metodologia do estudo

Este estudo tem como base uma análise retrospectiva da avaliação dos desvios no posicionamento da IMRT prostática com marcadores fiduciais versus estruturas anatómicas, decorrido no Serviço de Radioterapia do HSJ, através da análise off-line da fusão de imagens portais.

Para a realização deste estudo, foram seleccionados doze doentes, do sexo masculino com patologia de cancro da próstata, com estadios T1 e T3 (doentes com baixo risco e com alto risco de doença). A média de idades dos doentes é de 69,9, com um intervalo de idades entre 65 a 77 anos. Antes do início do tratamento todos os doentes foram previamente informados acerca de todos os procedimentos a realizar.

Tendo em consideração a avaliação clínica, os doentes foram prescritos com 28 fracções de IMRT em combinação com os marcadores fiduciais de ouro, de acordo com o protocolo de hipofraccionamento instituído. Os doentes foram tratados num acelerador linear *Primus*, com energia de 18 MV e com MLC (82 lâminas). No planeamento dosimétrico destes doentes, foram usados 7 campos de tratamento, com as seguintes angulações: 0°, 52°, 95°, 155°, 205°, 265° e 308°. Cada campo de tratamento tem a sua respectiva série de segmentos, sendo esta segmentação diferente e específica para cada doente.

De acordo com o protocolo de hipofraccionamento da instituição, os doentes receberam uma dose total de 50,4 Gy aos gânglios pélvicos, a 1,8 Gy/dia e 70 Gy à próstata, a 2,5 Gy/dia, em 28 fracções (38 dias), cinco dias por semana.

Aproximadamente três semanas antes da realização da simulação virtual, os doentes foram contactados para a colocação dos marcadores. Os três marcadores foram colocados na próstata através de ecografia transrectal, respectivamente: na base, na linha média e no *apex*. Após a correcta implantação dos marcadores, cerca de três semanas depois, os doentes realizam a TC de planeamento, com cortes de 3 mm de espessamento na zona pélvica e de 2 mm onde se situa a próstata (onde estão colocados os marcadores). Foi pedido a todos os doentes antes da TC, para terem uma bexiga confortavelmente cheia e um recto vazio, tentando reproduzir o mesmo durante todo o período de tratamento.

De acordo com o protocolo da instituição (H.S.J.), uma bexiga confortavelmente cheia, significa que o doente tem de esvaziar a bexiga, de seguida beber 30 cl de água e permanecer assim, mais ou menos 45 minutos e então está preparado para a realização da TC de planeamento.

Os doentes foram posicionados em decúbito dorsal, para tal, usamos uma almofada, um apoio poplíteo e um apoio de pés, de forma a estabilizar e imobilizar as pernas do doente. Estes foram tatuados com três pontos de referência na pele (isocentro de referência) para posteriormente podermos efectuar o seu correcto posicionamento e verificar a sua rotação.

Os volumes-alvo (PTV e CTV), os marcadores fiduciais e os órgãos de risco (recto, bexiga, bulbo peniano e cabeças femurais) foram delineados no sistema *FOCAL*. Os volumes-alvo, PTV e CTV, foram delineados com margens de 7 mm, respectivamente na próstata e vesículas seminais e gânglios pélvicos.

As DRR's foram criadas a partir das imagens da TC de planeamento e usadas como imagens de referência para a fusão com as imagens portais, para a verificação do tratamento. Os marcadores fiduciais e estruturas ósseas pélvicas foram devidamente identificadas, respectivamente nas DRR's antero-posterior e lateral direita, para posteriormente fazer a fusão com as imagens portais. Os marcadores neste estudo foram usados como sendo um substituto da própria posição da próstata, permitindo assim, verificar a sua correcta posição em relação ao planeado aquando da simulação (onde se definiu o isocentro do PTV). A verificação foi feita através da triangulação dos três marcadores na fusão entre a DRR e a imagem portal.

De acordo com o protocolo da instituição, é permitida uma tolerância de 3 mm nos desvios de deslocamento após a fusão, para ser considerada uma verificação correcta da localização do PTV.

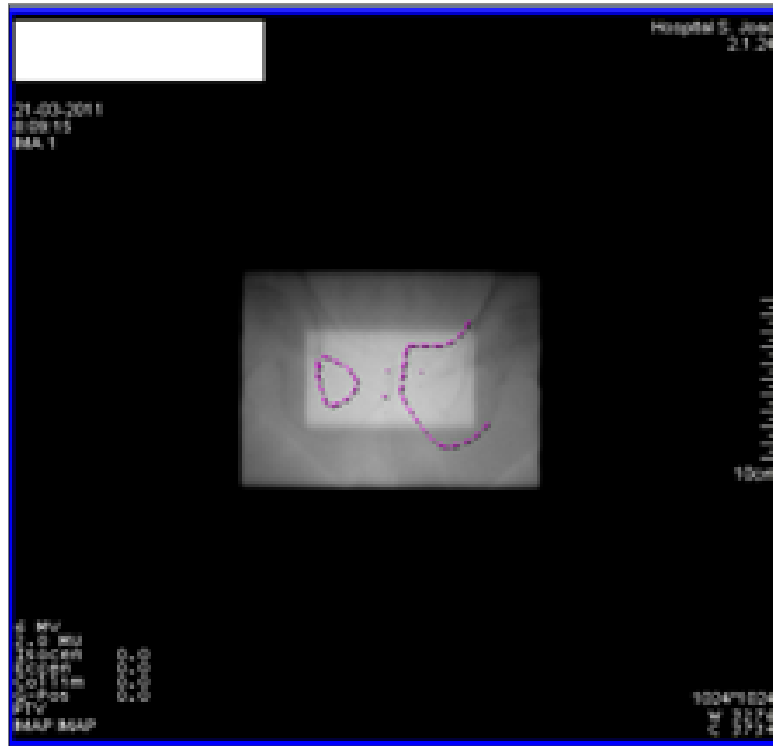
Os doentes foram posicionados diariamente de acordo com os *tattoos* marcados na pele e os *lasers* de posicionamento da sala de tratamento. Diariamente antes do tratamento, foram realizadas duas imagens portais (ortogonais): uma AP e outra lateral direita. Estas imagens foram obtidas através do EPID e transferidas para o *software* do sistema, de modo, a realizar o *matching* com as DRR's de referência enviadas pelo sistema de planeamento (figura 4.1). Para a obtenção das imagens portais foram debitados 2 MU (unidades monitor) para cada imagem ortogonal, sendo esta dose contabilizada inicialmente quando foi realizado o planeamento do tratamento. O *software* do sistema permite-nos verificar os deslocamentos e assim corrigir os erros de localização do PTV. Para a correcção de possíveis erros de localização do volume-alvo, de forma a alinhar a posição dos marcadores em relação ao isocentro de referência, de acordo com o *matching* da DRR de referência e da imagem portal, fazemos ajustes compensatórios na mesa de tratamento.

Realizaram-se, no primeiro dia de tratamento e posteriormente, diariamente, imagens portais AP e lateral direita num campo 10x10. Estas foram comparadas com as DRR's

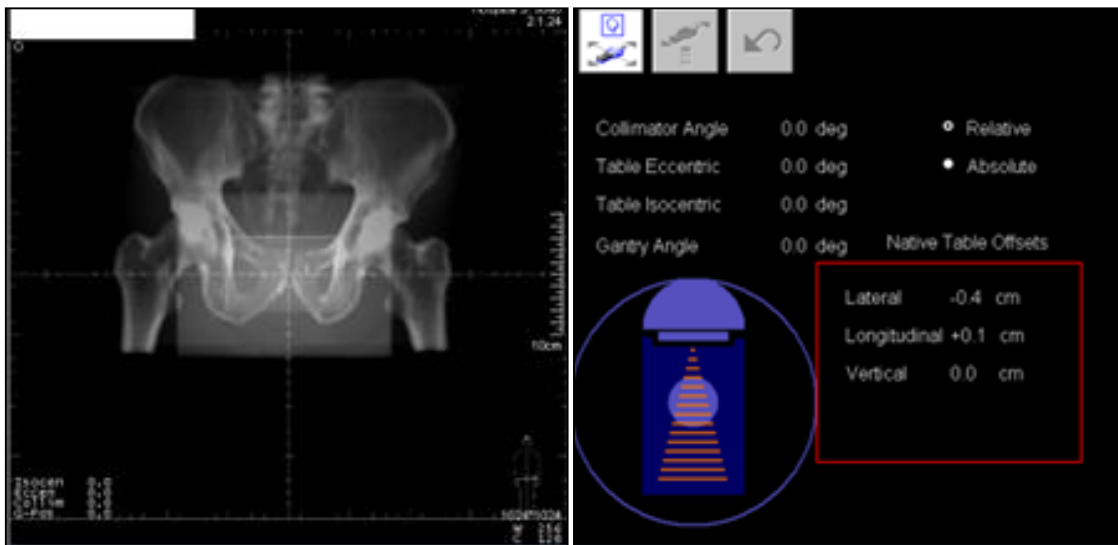
do sistema de planeamento. Foram obtidos os valores dos deslocamentos no sentido lateral, longitudinal e vertical (X, Y e Z).

Para este estudo, foram analisadas, 672 imagens portais (AP e Lateral), respectivamente para os marcadores e estruturas ósseas. Para a avaliação e análise das imagens portais foram delineados os marcadores fiduciais e as respectivas estruturas ósseas, nas incidências antero-posterior e lateral. As estruturas ósseas delineadas foram anteriormente: a pequena bacia, os buracos obturadores, a sínfise púbica e as tuberosidades isquiáticas e lateralmente: o sacro e a sínfise púbica. As estruturas ósseas e os marcadores foram delineados nas DRR's (anterior e lateral) de referência enviadas pelo sistema de planeamento e posteriormente sobrepostas automaticamente (*matching*) com as respectivas imagens portais. Após o *matching* automático feito pelo sistema foram feitos os desvios manualmente, de modo a fazer coincidir os marcadores e estruturas de referência com as adquiridas aquando do tratamento, e avaliamos o respectivo deslocamento obtido. O limite aceite para o deslocamento, como referido acima foi de 3 mm em todos os sentidos (lateral, longitudinal e vertical). Para variações de deslocamento acima de 3 mm, foram feitos ajustes através da mesa de tratamento. Estes ajustes foram feitos de acordo com o deslocamento obtido do *matching* das imagens (figura 4.1).





2



3

4

Figura 4.1 Demonstração de uma fusão de imagem de um campo antero-posterior recorrendo a: 1- DRR de referência com delineação dos marcadores e estruturas; 2- Imagem portal; 3- *Matching* das imagens e 4- Deslocamentos a efectuar em relação ao isocentro.

5 Resultados

O presente estudo foi realizado num grupo de 12 doentes com cancro da próstata, tratados com IMRT no Hospital de São João E.P.E. no Porto, envolvendo dois métodos (estruturas anatómicas versus marcadores fiduciais) para avaliação dos desvios de posicionamento.

Os dados foram adquiridos através da verificação *offline* de 672 fusões de imagens portais com as respectivas DRR's.

Após a recolha dos dados (no Apêndice 9), calculou-se para cada doente, a média dos desvios de cada coordenada, para cada método usado, em duas incidências (AP e Lateral) (tabela 5.1). De seguida, procedeu-se ao tratamento dos dados estatisticamente. Para tal, os valores correspondentes às médias foram introduzidos numa folha de cálculo, nomeadamente no *software Excel*.

A tabela 5.1 ilustra a forma como os dados foram organizados e introduzidos na folha de cálculo.

Tabela 5.1 Média dos desvios do *matching* para a incidência antero-posterior e lateral, respectivamente para estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes.

Médias dos Desvios								
Doentes	AP-Ósseas		AP-Marcadores		Lateral-Ósseas		Lateral-Marcadores	
	x (cm)	y (cm)	x (cm)	y (cm)	y (cm)	z (cm)	y (cm)	z (cm)
1	-0,69	0,06	-0,62	0,07	0,06	0,25	0,07	0,23
2	0,05	-0,25	0,04	-0,18	-0,25	-0,19	-0,16	-0,13
3	-0,20	0,24	-0,13	0,43	0,24	-0,36	0,43	-0,37
4	-0,10	0,36	-0,12	0,47	0,36	0,13	0,47	-0,15
5	-0,30	0,21	-0,21	0,36	0,21	0,50	0,36	0,34
6	-0,43	0,13	-0,31	0,15	0,13	-0,04	0,15	-0,01
7	-0,33	-0,10	-0,22	0,20	-0,10	0,20	0,20	0,03
8	-0,15	-0,16	-0,19	-0,13	-0,16	0,24	-0,13	0,24
9	0,44	0,23	0,41	0,15	0,23	-0,42	0,15	-0,35
10	-0,31	-0,12	-0,28	0,15	-0,12	-0,16	0,15	-0,19
11	-0,19	-0,20	-0,15	-0,10	-0,20	0,34	-0,10	0,31
12	0,14	-0,20	0,17	0,29	-0,20	0,42	0,29	0,34

Se observarmos as tabelas dos apêndices, onde estão organizados todos os desvios diários obtidos para os 12 doentes envolvidos neste estudo, podemos constatar que no decorrer das sessões de tratamento todos os doentes necessitaram de ajustes no posicionamento, porque estavam acima dos 3 mm protocolados. Os ajustes foram efectuados em todas as direcções, respectivamente: lateral, longitudinal e vertical.

Os resultados obtidos (média dos desvios) demonstram que, após o *matching* das DRR's com as imagens portais de verificação na incidência antero-posterior (AP), usando as estruturas ósseas, 11 doentes estão dentro do limite dos 3 mm no sentido longitudinal (coordenada Y) e apenas 1 doente (doente 4) se encontra acima do limite instituído (figura 5.1). Pelos marcadores, 9 doentes estão dentro do limite no sentido longitudinal e 3 doentes (doente 3, 4 e 5) estão acima dos 3 mm (figura 5.2).

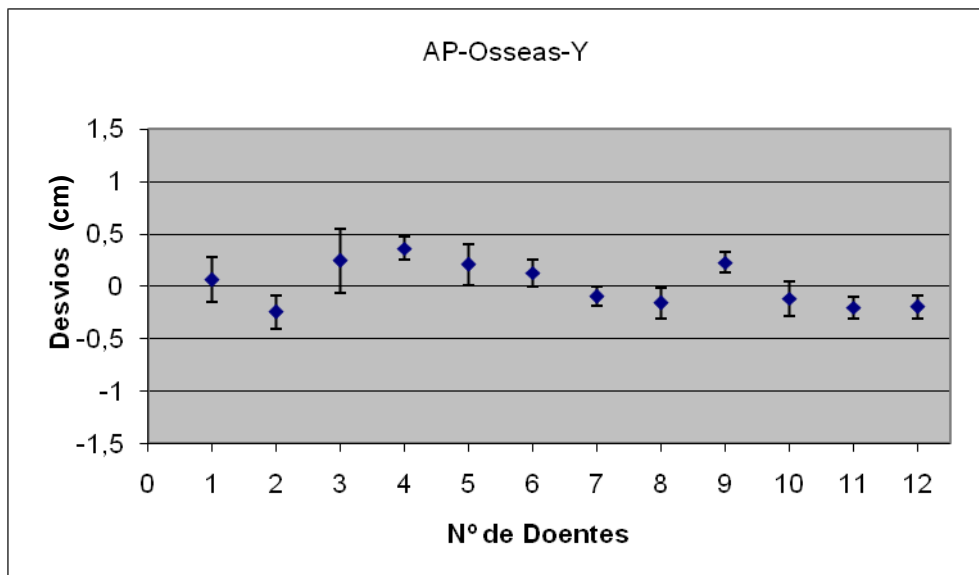


Figura 5.1 Ilustração gráfica dos desvios médios do *matching* para a coordenada Y (longitudinal) nas estruturas ósseas, para os 12 doentes.

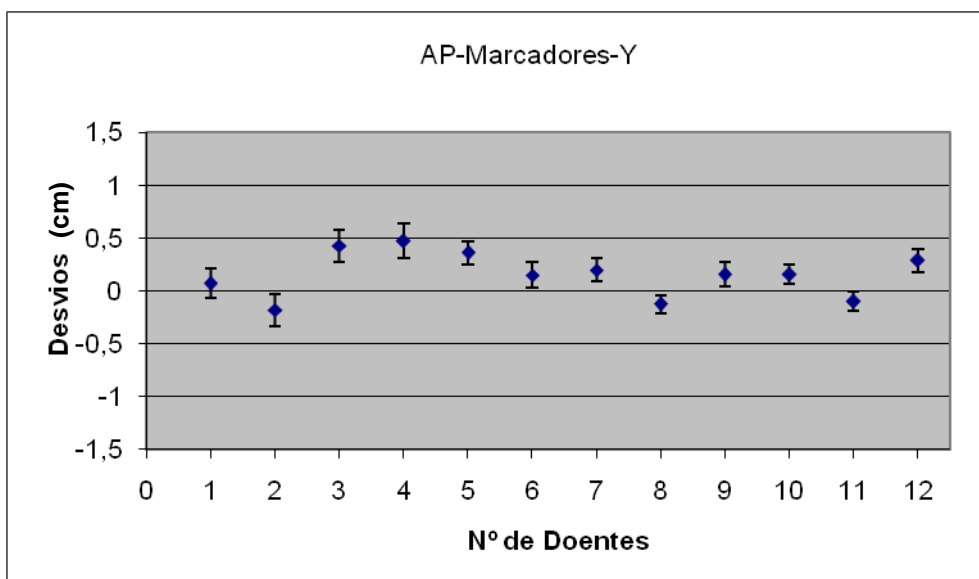


Figura 5.2 Ilustração gráfica dos desvios médios do *matching* para a coordenada Y (longitudinal) nos marcadores, para os 12 doentes.

Em relação a direcção dos doentes no sentido craneo-caudal (longitudinal), pelas estruturas ósseas, foram verificados desvios no sentido craneal em 6 doentes e os restantes (6 doentes) no sentido caudal (figura 5.3).

Relativamente a direcção dos desvios pelos marcadores, verificaram-se desvios no sentido craneal em 9 doentes e no sentido caudal em 3 doentes (figura 5.3).

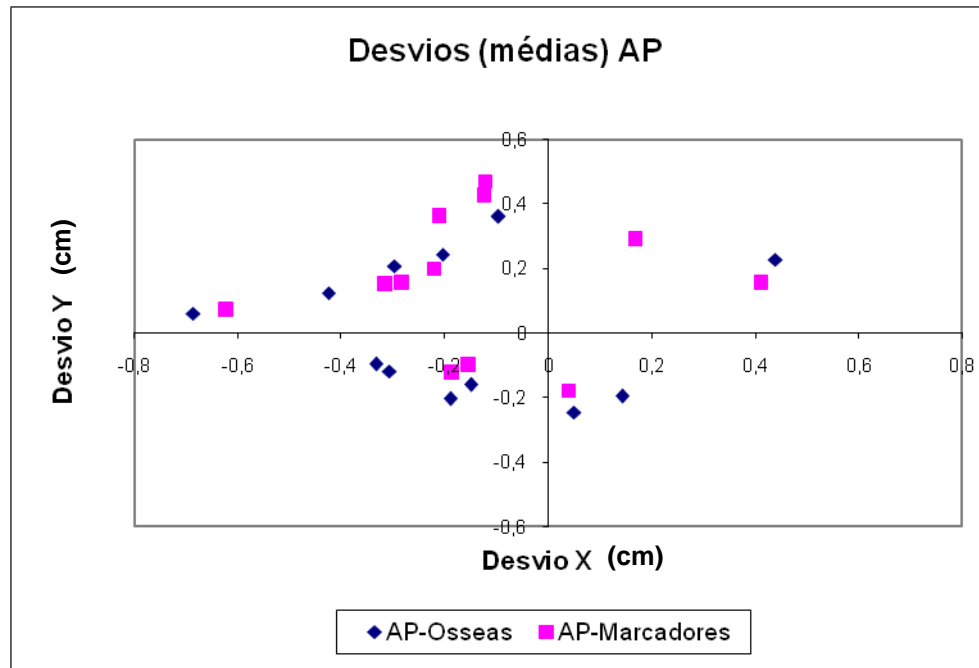


Figura 5.3 Ilustração gráfica dos desvios médios do *matching* para as coordenadas X e Y na incidência antero-posterior, respectivamente para estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes.

No *matching* com incidência antero-posterior, podemos obter além dos desvios no sentido longitudinal, os desvios laterais (coordenada X).

No sentido lateral, 9 doentes estão dentro do limite de aceitação, 3 doentes acima (doente 1, 6 e 9), em relação as estruturas ósseas (figura 5.4). Para os marcadores, na direcção lateral, 10 doentes estão dentro do limite de aceitação, 2 doentes (doente 1 e 9) têm médias acima dos 3 mm (figura 5.5).

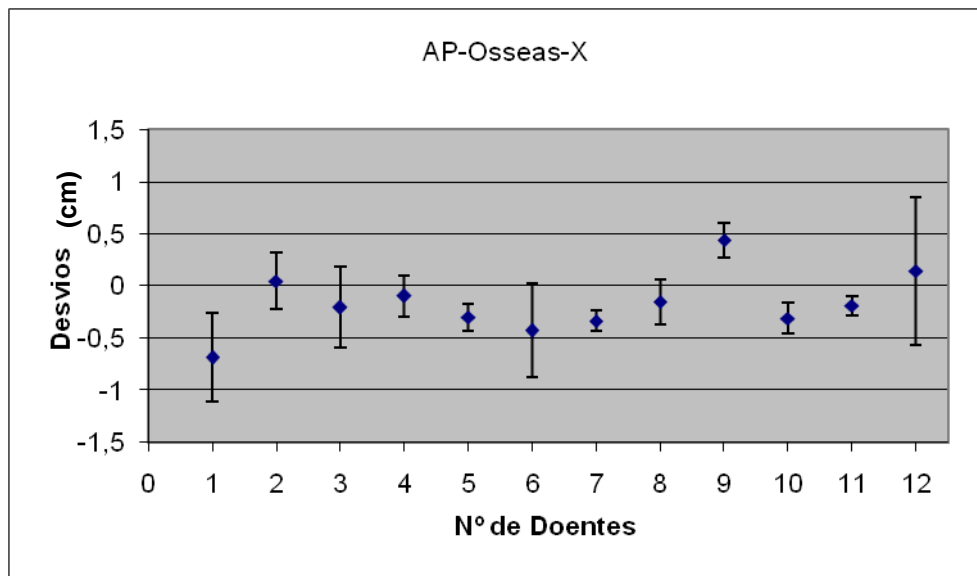


Figura 5.4 Ilustração gráfica dos desvios médios do *matching* para a coordenada X (lateral) nas estruturas ósseas, para os 12 doentes.

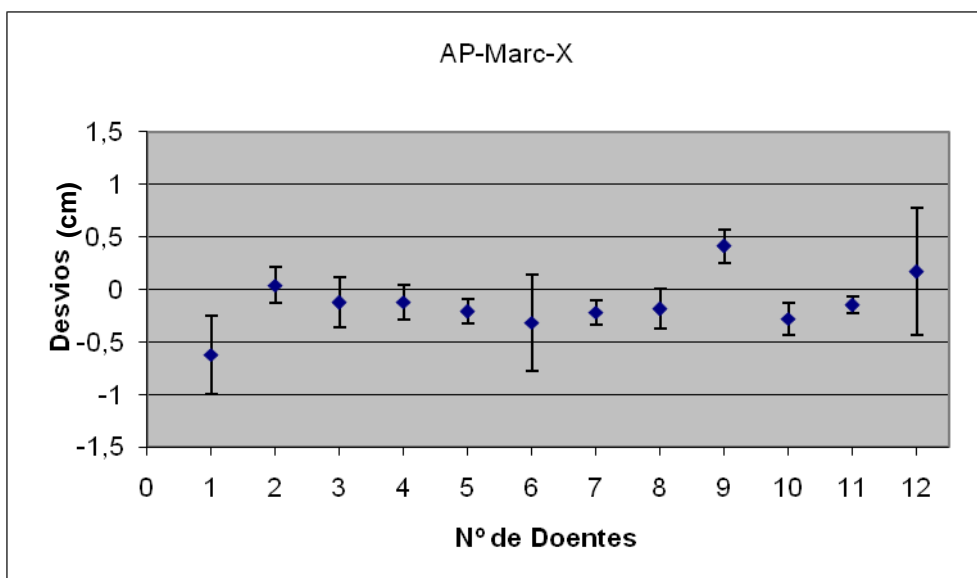


Figura 5.5 Ilustração gráfica dos desvios médios do *matching* para a coordenada X (lateral) nos marcadores, para os 12 doentes.

Relativamente, a direcção dos desvios, em ambos os métodos, os doentes na sua maioria (9 doentes) apresentaram desvios no sentido negativo (em relação a mesa de tratamento), logo desvios para a direita do doente.

A incidência lateral (neste estudo a 270°) permite os desvios no sentido antero-posterior do doente, ou seja, obtemos os desvios da coordenada Z (vertical) e também, tal como

a incidência AP, os desvios no sentido longitudinal. Os desvios no sentido longitudinal verificados com a incidência lateral são iguais aos verificados com a incidência AP.

No sentido vertical para estruturas ósseas, 8 doentes apresentaram variações dos desvios de acordo com o protocolo, 4 doentes (doente 3, 5, 9 e 12) tiveram variações acima dos 3 mm (figura 5.6).

Pelos marcadores, 10 doentes estão dentro do limite e 2 doentes (doente 3 e 9) obtiveram desvios médios acima dos 3 mm (figura 5.7).

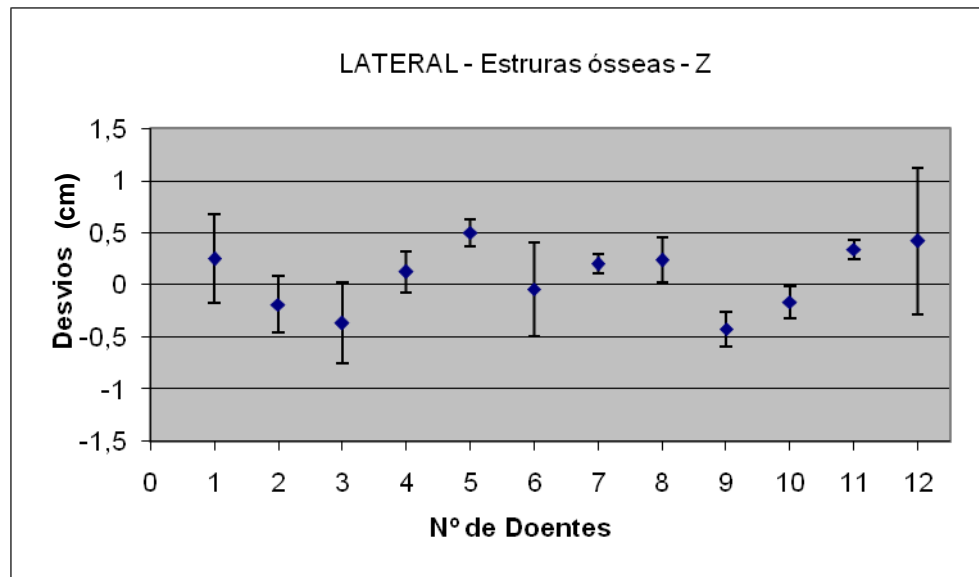


Figura 5.6 Ilustração gráfica dos desvios médios do *matching* para a coordenada Z (vertical) nas estruturas ósseas, para os 12 doentes.

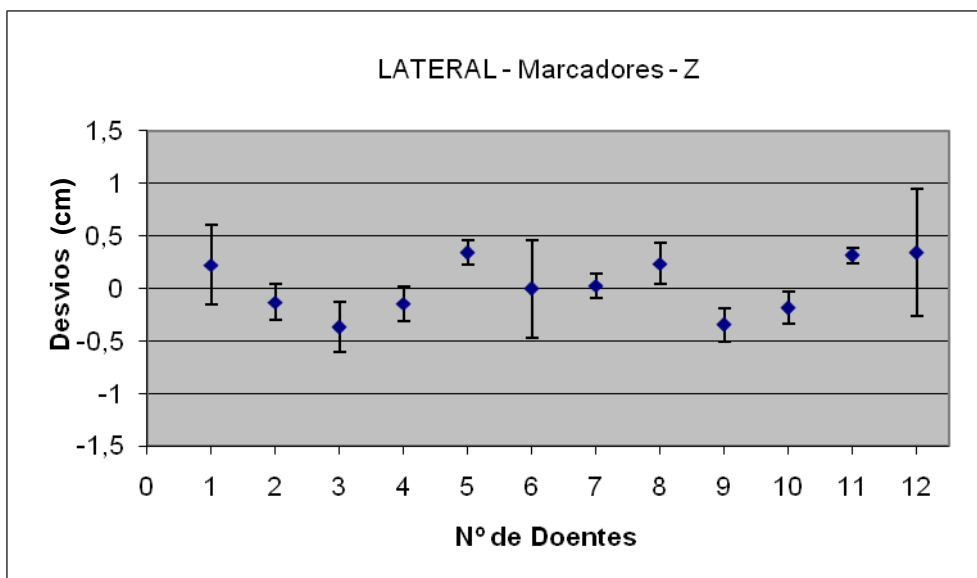


Figura 5.7 Ilustração gráfica dos desvios médios do *matching* para a coordenada Z (vertical) nos marcadores, para os 12 doentes.

As direcções dos desvios nos doentes no sentido vertical, pelas estruturas ósseas, em 7 doentes verificaram-se desvios no sentido posterior, 5 no sentido anterior. Pelos marcadores, em 6 doentes foram verificados desvios posteriores e os restantes no sentido anterior (figura 5.8).

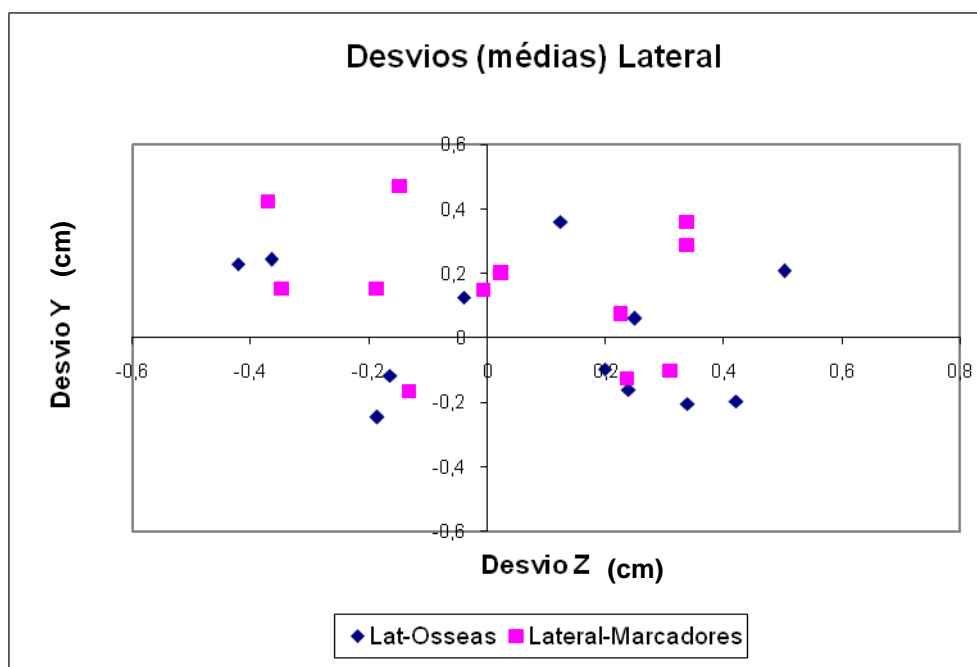


Figura 5.8 Ilustração gráfica dos desvios médios do *matching* para as coordenadas Z e Y na incidência lateral, respectivamente para estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes.

Analisadas as incidências antero-posterior e lateral (do *matching*), para os dois métodos, de todos os doentes, nenhum deles tem desvios médios acima dos 7 mm, assim será possível afirmar que apesar das necessárias correcções na localização do volume-alvo, através dos ajustes na mesa de tratamento, a margem dada aos doentes é reprodutível e fiável.

A análise das médias dos desvios, dos doentes presentes neste estudo, permite-nos afirmar que os desvios efectuados para o método com estruturas ósseas é maior que para marcadores, no sentido lateral e antero-posterior. Contudo, verifica-se um desvio menor pelas estruturas ósseas em relação aos marcadores no sentido longitudinal.

5.1 Resultados da análise com os dados relativos

Os resultados descritos anteriormente foram obtidos através de dados absolutos. Estes são dados estatísticos resultantes da recolha directa da fonte (coordenadas obtidas após a sobreposição), sem outro tipo de manipulação senão a sua medida. De forma a avaliar qual dos métodos usados nos permite menores desvios, analisamos os dados relativos. Os dados relativos são resultantes de razões que se estabelecem entre os dados absolutos, e têm por finalidade a comparação entre quantidades. Deste modo, vamos então quantificar os desvios entre os marcadores e as estruturas ósseas e analisar qual deles é mais viável na localização do volume-alvo.

Os dados usados para a análise são os mesmos referidos anteriormente, mas o desvio obtido foi transformado, ou seja, para cada doente em cada uma das 28 sessões, foi obtido um desvio (hipotenusa) entre as coordenadas X e Y na posição antero-posterior e entre Y e Z na posição lateral, para os dois métodos, e obtido um desvio, mas sem o sinal negativo ou positivo. Isto porque, o sinal negativo ou positivo só indica a direcção do desvio, independentemente da direcção obtida com o desvio, o objectivo é quantificar esse mesmo desvio em relação a sua origem. Considerando assim, a origem (0,0) como sendo o nosso volume-alvo (próstata). Após a obtenção dos desvios para cada sessão, para cada doente, calculou-se a média desses mesmos desvios, para cada doente. Como podemos observar na tabela abaixo (tabela 5.2).

Para cada doente fizemos a média dos desvios na posição antero-posterior e lateral, respectivamente para as estruturas ósseas e marcadores.

Esta análise foi possível considerando que a próstata é a nossa origem (0,0), e sendo o nosso alvo tem desvios que queremos quantificar, sem dar valor ao sentido dos seus

desvios, mas sim ao valor do desvio. Esta relação baseou-se na aplicação do círculo trigonométrico, nas suas funções e na aplicação do teorema de Pitágoras.

Na figura 5.9, esta representado um círculo trigonométrico de forma a exemplificar a análise realizada. Ele é definido por uma circunferência de raio unitário (isto é, igual a um) centrada na origem dos eixos coordenados. O triângulo é rectângulo no ângulo com o eixo das abcissas – o eixo dos XX – como se pode ver pela figura 5.9. Visto que a circunferência ter raio $r = 1$, todos os pontos distam da origem da mesma distância, r .

Tabela 5.2 Média dos desvios (em centímetros) dos dados relativos do *matching* para a incidência antero-posterior e lateral, respectivamente para estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes.

Doente	AP-osseas		AP-marcadores		Lat-osseas		Lat-marcadores	
	Média	Desvio	Média	Desvio	Média	Desvio	Média	Desvio
1	0,81	0,18	0,71	0,20	0,37	0,15	0,32	0,13
2	0,38	0,13	0,26	0,12	0,41	0,14	0,29	0,15
3	0,53	0,23	0,49	0,19	0,54	0,17	0,61	0,29
4	0,42	0,12	0,51	0,18	0,41	0,13	0,51	0,16
5	0,41	0,12	0,43	0,11	0,58	0,15	0,51	0,12
6	0,47	0,44	0,37	0,46	0,29	0,10	0,22	0,18
7	0,36	0,10	0,31	0,13	0,25	0,17	0,28	0,11
8	0,31	0,14	0,25	0,17	0,35	0,22	0,29	0,26
9	0,51	0,16	0,45	0,17	0,52	0,19	0,41	0,19
10	0,38	0,12	0,34	0,14	0,28	0,12	0,26	0,15
11	0,30	0,08	0,21	0,07	0,41	0,14	0,34	0,16
12	0,60	0,44	0,57	0,40	0,48	0,17	0,47	0,18
Média Total	0,46		0,41		0,41		0,38	

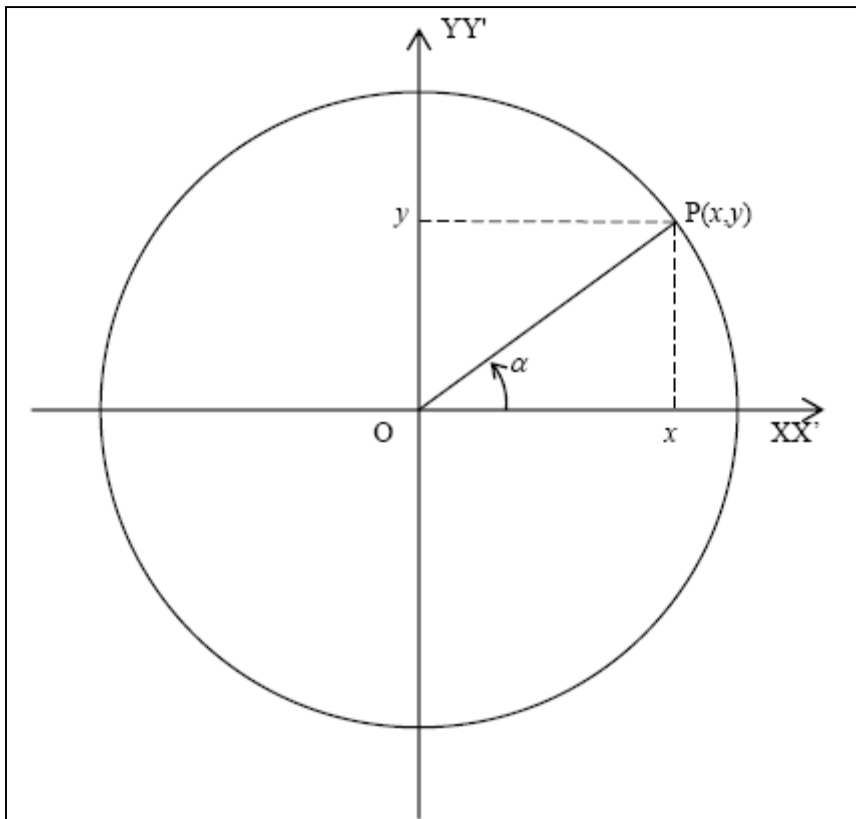


Figura 5.9 Ilustração do círculo trigonométrico.

Como podemos verificar através dos resultados obtidos na tabela 5.2, após o cálculo da média dos desvios para cada doente, calculamos a média total desses desvios, e obtivemos um desvio maior em relação à origem, quando os desvios são feitos com base nas estruturas ósseas. Podemos verificar este resultado quer para a posição antero-posterior como para a lateral, contudo a diferença é maior na posição AP.

Uma minoria dos doentes apresentou desvios maiores pelos marcadores, respectivamente, o doente 4 e 5, na posição AP (figura 5.10). E os doentes 3, 4 e 7, na posição lateral (figura 5.11).

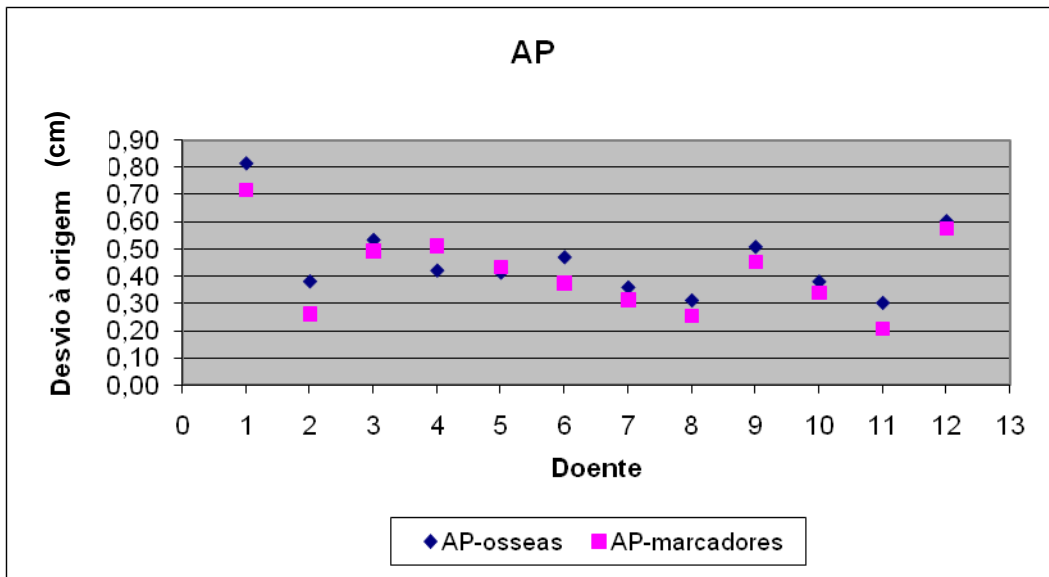


Figura 5.10 Ilustração gráfica dos desvios com os dados relativos em relação à origem na incidência antero-posterior, respectivamente para as estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes.

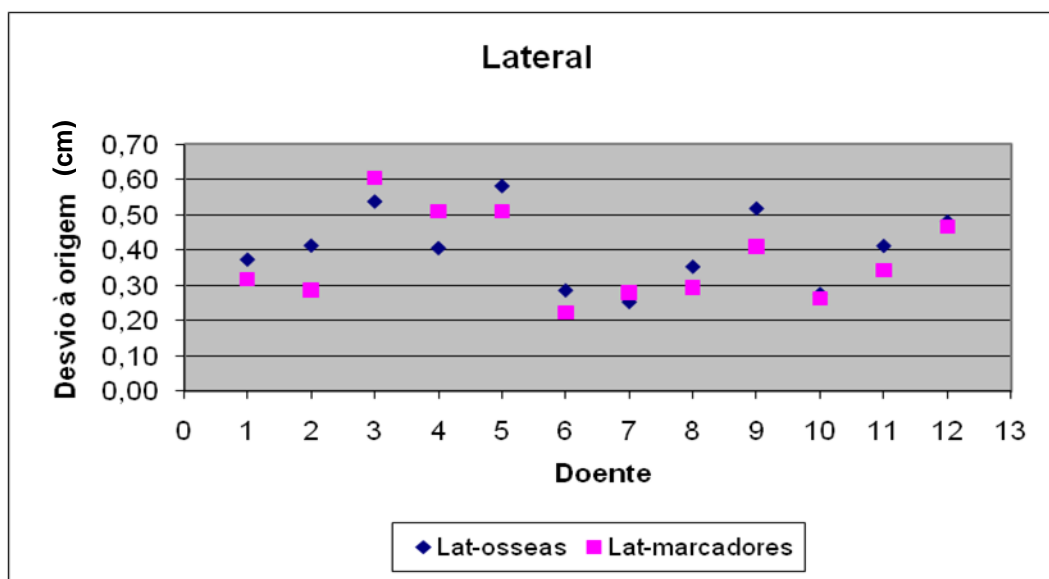


Figura 5.11 Ilustração gráfica dos desvios com os dados relativos em relação à origem na incidência lateral, respectivamente para as estruturas ósseas e marcadores, para os 12 doentes.

Por forma, a demonstrar os resultados obtidos, as figuras 5.12 e 5.13, representam graficamente os desvios durante as 28 sessões de tratamento, para o doente 2 (escolhido aleatoriamente), confirmando os resultados descritos anteriormente. Podemos constatar, que diariamente o doente 2, após a sobreposição das imagens, para a incidência AP e Lateral, respectivamente, obteve na sua maioria desvios maiores pelas estruturas ósseas em relação aos marcadores.

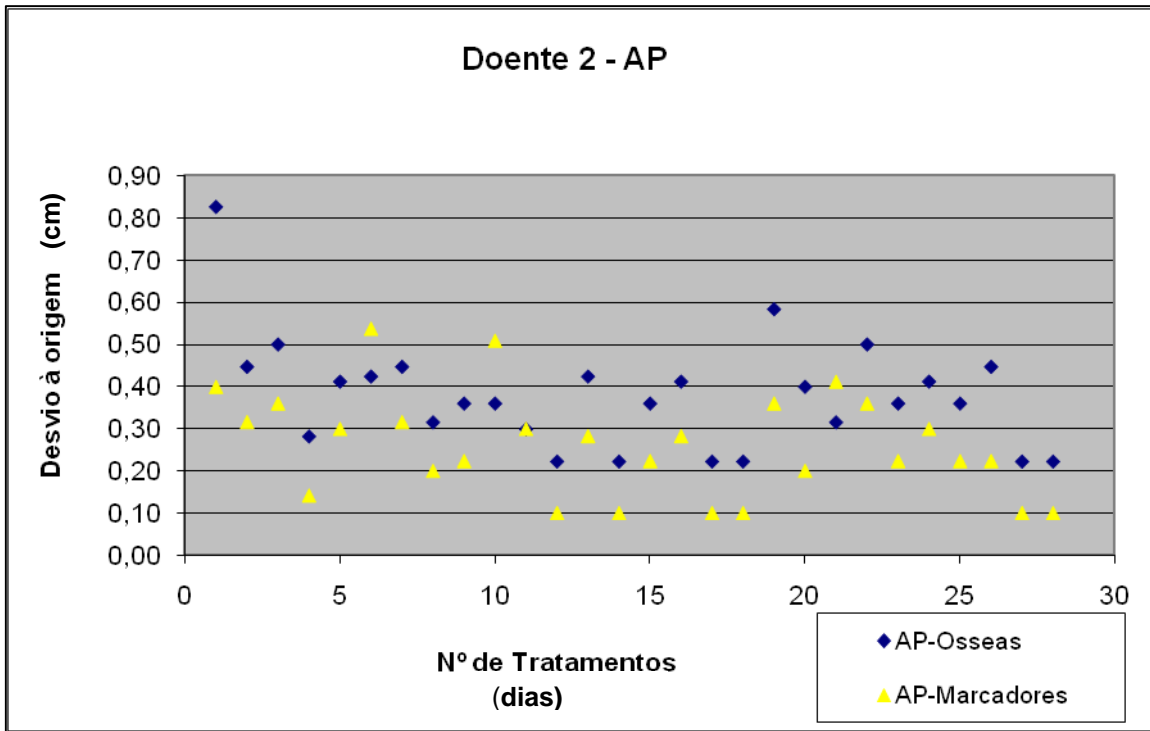


Figura 5.12 Ilustração gráfica dos desvios com os dados relativos em relação à origem na incidência antero-posterior, respectivamente para as estruturas ósseas e marcadores, para o doente 2.

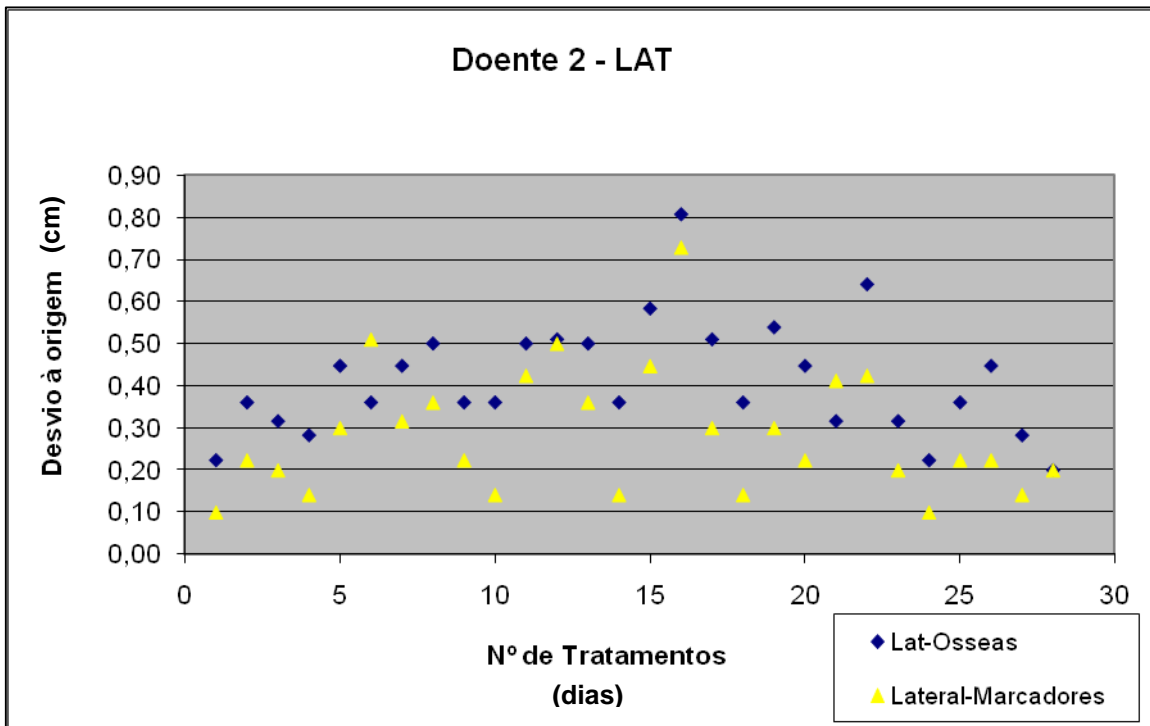


Figura 5.13 Ilustração gráfica dos desvios com os dados relativos em relação à origem na incidência lateral, respectivamente para as estruturas ósseas e marcadores, para o doente 2.

6 Discussão

Os resultados confirmam a presença de uma significativa variação na posição da próstata durante o tratamento de radioterapia, o que vem realçar a importância e fiabilidade da localização diária da próstata através do uso da imagem portal e dos marcadores fiduciais. Apesar do correcto posicionamento dos doentes através da imobilização e dos *tattoos* marcados na pele, ocorrem desvios superiores a 3 mm em relação ao isocentro planeado, e torna-se necessário efectuar ajustes na mesa de tratamento antes de se iniciar a irradiação do doente.

A posição da coordenada Y (longitudinal) é a mais variável, sendo necessário, nesta direcção um maior número de ajustes dos desvios, resultando numa maior distância em relação ao isocentro planeado. A razão para um maior movimento no sentido longitudinal pode estar relacionado com as variações da bexiga e ao alinhamento da pélvis no sentido longitudinal, apesar do uso de acessórios de imobilização.

Durante o tratamento diário, podemos verificar pelas médias dos desvios das coordenadas, que em geral, a próstata, em relação ao simulado tem uma localização mais anterior e craneal (superior), quando os ajustes são feitos pelos marcadores.

O deslocamento lateral (coordenada X), na maioria dos doentes foi para a sua direita, tanto nos desvios com marcadores como pelas estruturas ósseas.

O deslocamento da próstata na direcção antero-posterior (AP) é particularmente importante, porque pode resultar num aumento de dose no recto, provocando em elevado risco de toxicidade rectal.

A tendência para um deslocamento no sentido anterior da próstata durante o tratamento é consistente com a maioria dos resultados da literatura. Contudo, existem estudos que contradizem estes resultados. Esta contradição de resultados pode estar na diferença da posição do doente aquando da simulação (decúbito dorsal ou ventral) e nas técnicas de localização (ultra-sons ou fiduciais). A diferença nos resultados obtidos pode ser devido a variabilidade da técnica usada durante a simulação e na diferença pré-tratamento do recto e bexiga usada para cada doente em cada estudo.

A variação e o desvio da próstata na direcção AP parecem estar associados ao volume rectal aquando da simulação. Diferenças no volume do recto e na dimensão axial entre a simulação e o tratamento diário podem derivar da preparação do recto antes da simulação, por exemplo, um recto muito vazio ou com ar. Esta situação pode provocar desvios no sentido posterior durante o tratamento.

A posição e dimensão (cheia ou vazia) da bexiga também têm impacto na posição da próstata. A dimensão da base da bexiga afecta os desvios da próstata na imagem do campo AP, com movimentos superiores da bexiga resultando em desvios anteriores da próstata.

A causa dos desvios da próstata no sentido longitudinal está menos esclarecido e descrito na literatura. Alguns estudos demonstram uma tendência dos desvios no sentido craneal da próstata durante o tratamento, enquanto outros estudos reportam o oposto. Na análise deste estudo, podemos verificar que os desvios observados usando os marcadores são na sua maioria positivos, logo no sentido craneal da próstata.

As variações na próstata podem ser consequência da preparação, antes do tratamento e antes da simulação. Isto porque os doentes recebem indicações específicas acerca da preparação da bexiga aquando da TC de planeamento e depois não o reproduzem durante o período de tratamento.

A extensão da dimensão da bexiga durante o tratamento e simulação também pode causar movimentos na próstata no sentido longitudinal.

Um volume rectal consistente aquando da simulação e tratamento ajuda na correcta reprodutibilidade da localização da próstata entre a simulação e o tratamento diário, minimizando assim os desvios sistémicos.

Os desvios sistémicos estão pouco esclarecidos. A causa mais provável é a diferença entre o *setup* do doente e a sua condição durante o tratamento e a simulação.

Uma correcta e uniforme preparação do recto e bexiga durante os tratamentos deverão minimizar os desvios sistémicos. Alguns estudos, observaram que a simulação com uma bexiga vazia estaria associada a uma menor variabilidade da posição da próstata (Beard *et al.*, 1996). Outra possível causa, é o deslocamento dos marcadores durante o tempo em que decorre o tratamento de radioterapia.

A anatomia óssea de cada doente afecta a reprodutibilidade e a variação do posicionamento, alterando de modo significativo a localização do volume a tratar.

O uso de tattoos para verificar um correcto posicionamento do doente, não é suficiente, para um tratamento localizado do cancro da próstata. Deste modo, é essencial o uso de imagens portais diárias de forma a irradiar de modo correcto o volume planeado.

A imagem portal diária das estruturas ósseas é importante na localização. Contudo, as imagens portais das estruturas ósseas não têm em consideração o movimento interno dos órgãos, que pode ser significativo. A variação da posição da próstata no interior da pélvis tem sido associada com o volume rectal e da bexiga.

Neste estudo, e após a análise da média dos desvios das coordenadas, podemos constatar que os doentes não devem ter o mesmo volume rectal e bexiga durante os

tratamentos em relação aquando da simulação, porque em todos eles foi necessário fazer ajustes com a mesa de tratamento.

A radioterapia com intensidade modelada (IMRT) permite obter planos com distribuição de dose conformada e um decréscimo na irradiação do recto e bexiga (órgãos de risco). O protocolo da RTOG (*Radiation Therapy Oncology Group*) para a patologia do cancro da próstata definiu margens entre 0,5 - 1 cm para o CTV e PTV.

A maior parte dos estudos recomendam que 1 cm de margem é suficiente para uma cobertura ao CTV com 95% da dose prescrita.

Com base nos resultados analisados neste estudo, podemos concluir que uma margem entre 0,5 - 1 cm (neste caso de 7 mm) ao CTV e PTV, esta de acordo com os dados da literatura, sem risco do CTV não receber a dose planeada, apesar dos desvios.

A redução nas margens ao volume-alvo só é possível devido ao uso da técnica de IMRT com marcadores fiduciais e um controlo diário do tratamento através das imagens portais.

Vários estudos demonstraram, que uma localização diária da próstata é essencial de modo a reduzir a toxicidade e para o escalonamento de dose (Schaly *et al.*, 2005).

Os marcadores fiduciais ajudam na localização do isocentro no interior da próstata, mas estes não definem a forma e volume desta durante o tratamento diário, devido a deformação e rotação da mesma.

Alguns estudos observaram um elevado movimento prostático na base e vesículas seminais em relação ao *apex* e linha média da próstata, o que provocara uma alteração nos volumes do recto e da bexiga (Beard *et al.*, 1996) e (Melian *et al.*, 1997).

Os marcadores fiduciais não contabilizam tais variações, podendo resultar na exclusão de porções da próstata e vesícula seminais dos campos de tratamento se as margens forem muito reduzidas.

O crescente uso da imagem portal como controlo de qualidade do tratamento, tem sido uma técnica indispensável na execução dos tratamentos de radioterapia, possibilitando uma melhor optimização e avaliação do mesmo, tendo em consideração a redução das margens na próstata com estas novas técnicas, como a intensidade modelada.

Deste modo, a verificação diária do posicionamento do doente, reduz não só os erros sistémicos, mas também as variações aleatórias do dia-a-dia na localização do alvo. Esta verificação é de grande importância para os tratamentos da próstata, uma vez que o seu movimento de interfracção pode ser considerável devido ao esvaziamento e enchimento dos órgãos flexíveis nas proximidades, nomeadamente bexiga e recto.

7 Conclusão

A avaliação dos desvios no posicionamento através do processo de *matching* de imagens portais com as DRR's, constitui uma ferramenta indispensável na unidade de tratamento de Radioterapia Externa. Neste estudo foram avaliados os desvios no posicionamento de doentes com cancro da próstata, no processo de verificação mencionado, através de dois métodos de verificação, pelas estruturas anatómicas versus marcadores fiduciais.

A implementação de técnicas de planeamento, de simulação e de tratamento auxiliam na verificação do deslocamento no posicionamento do doente.

Apesar do correcto posicionamento diário através do uso dos *tattoos* marcados na pele de cada doente e das estruturas ósseas, os movimentos prostáticos interfracção no interior da pélvis são significativos.

Estes movimentos podem resultar numa incorrecta cobertura da dose planeada em alguns doentes, apesar das margens planeadas.

A imagem portal com marcadores fiduciais é uma técnica imprescindível na correcta localização da próstata, e são necessárias para a redução das margens de tratamento aos volumes-alvos.

Na comparação entre o *matching* pelas estruturas ósseas versus marcadores, podemos concluir que os desvios para as estruturas são maiores em relação ao dos marcadores, tendo como base os resultados obtidos com os dados relativos.

Esta discrepância entre os desvios para os dois métodos, tem como principal causa a preparação realizada pelos doentes aquando da TC de planeamento e depois no decorrer dos tratamentos diários, em relação ao recto e a bexiga. Tanto o recto como a bexiga vão ter influência nos deslocamentos internos da próstata.

De acordo com os resultados do estudo, os desvios pelos marcadores são menores e como estes estão implantados na própria próstata, será correcto afirmar que nos permitem menores erros de localização do PTV e uma adequada margem em relação ao volume-alvo a irradiar. Os desvios pelas estruturas ósseas são maiores, logo maior probabilidade de erros na localização do volume-alvo a tratar, e não nós permite obter o movimento interno inerente a própria próstata.

Os dados obtidos neste estudo, através da comparação das imagens portais de verificação com as radiografias reconstruídas digitalmente, evidenciam uma adequada reprodutibilidade do posicionamento dos doentes com cancro da próstata submetidos a

IMRT com marcadores e possibilitam estabelecer um controle interno da qualidade do tratamento.

Seria interessante, num estudo futuro fazer a análise dos desvios verticais (posteriores ou anteriores) da próstata no decorrer dos tratamentos, podendo verificar se estes diminuíam, pois os doentes têm tendência a ficar com um trânsito intestinal mais acelerado.

Neste estudo, a base da análise foi realizada com dados *offline* numa amostra pequena. A estratégia ideal seria o mesmo estudo numa amostra maior de doentes.

8 Referências Bibliográficas

Artignan, X. *et al.* (2004). Online ultrasound image guidance for radiotherapy of prostate cancer: impact of image acquisition on prostate displacement. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 59 (2), 595-601.

Beard, C.J. *et al.* (1996). Analysis of prostate and seminal vesicle motion: Implications for treatment planning. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 34, 451-458.

Biagani, F. & Souhami L. (2004). Hypofractionated Radiotherapy in the management of prostatic cancer. *Revista Brasileira de Cancerologia*, 50 (3), 239-249.

Bomford, C. *et al.* (2003). *Textbook of Radiotherapy*. Churchill Livingstone.

Bortfeld, T. *et al.* (1994). Realization and Verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. *Journal Radiation Oncology*, 30, 899-908.

Brown, A. *et al.* (2011). Gold seed fiducial markers for prostate radiation therapy: Describing prostate motion. *The Radiographer*, 58 (3), 28-31.

Chao, K.S.C., S. Apisarnthanarax, e G. Ozyigit (2005). *Practical essentials of intensity modulated radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins.

Cleto, A. C, *et al.* (2008). *Manual de Boas Práticas de Radioterapia*.

De Boer HCJ & Heijmen BJM (2001). A protocol for the reduction of systematic patient setup error with minimal portal imaging workload. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 50, 1350-1365.

Ferlay, J. *et al.* (2010). Cancer Incidence and Mortality Worldwide: IARC Cancer Base. *GLOBOCAN 2008*.

Fuller, C. D. *et al.* (2006). Fiducial Markers in Image-guided Radiotherapy of the Prostate. *US Oncological Disease*, 1-4.

Giordani, A. *et al.* (2010). Acurácia na reprodutibilidade do posicionamento diário de pacientes submetidos a radioterapia conformada (RT3D) para câncer de próstata. *Radiologia Brasileira*, 43 (4).

Heidenreich, A. *et al.* (2007). *Guidelines on Prostate Cancer*. European Association of Urology.

Hong, T. *et al.* (2005). Intensity-modulated radiation therapy: Emerging cancer treatment technology. *British Journal of Cancer*, 92, 1819-1824.

ICRU (2010). *International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam IMRT*. ICRU Report 83

ICRU (1993). *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. USA: Report 50.

Jergin Chen, M.D. *et al.* (2007). Intensity-Modulated Radiotherapy Using Implanted Fiducial Markers With Daily Portal Imaging: Assessment of Prostate Organ Motion. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 68 (3), 912-919.

Kudchadker, R. *et al.* (2009). Effectiveness of Using Fewer Implanted Markers for Prostate Target Alignment. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 74 (4), 1283-1289.

Leaver, D. *et al.* (2002). Intensity Modulated Radiation Therapy: part 1. *Radiation Therapist*, 11, 106-124.

McGarry, C.K. *et al.* (2009). An analysis of geometric uncertainty calculations for prostate radiotherapy in clinical practice. *British Journal Radiology*, 82, 140-147.

Melian, E. *et al.* (1997). Variation in prostate quantitation and implications for three-dimensional conformal treatment planning, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 38, 73-81.

Mundt, A. J. & Roeske, J. (2005). *Intensity modulated radiation therapy: a clinical perspective*. PMPH-USA.

NCCN (2010). *Clinical Guidelines in Oncology – Prostate Cancer*.

Oliveira, A. *et al.* (2005). Radioterapia no Cancro da Próstata. *Acta Radiológica*, 17-25.

Park, J. *et al.* (1999). Use of dynamic multileaf collimator as a dose compensator. *Medical Physic*, 26, 1139.

Plano Nacional de Prevenção e Controle das Doenças Oncológicas 2007/2010, (2009).

Potosky, A. L. *et al.* (2004). Five-year outcomes after prostatectomy or radiotherapy for prostate cancer: the prostate cancer outcomes study. *Journal of the National Cancer Institute*, 96, 1358-1367.

Sanda, M. *et al.* (2008). Quality of life and satisfaction with outcome among prostate cancer survivors. *The New England Journal of Medicine*, 358, 1250.

Schalj, B. *et al.* (2005). Dosimetric impact of image-guided 3D conformal radiation therapy of prostate cancer, *Phys. Med. Biol.*, 50, 3083-3101.

Trofimov, A. *et al.* (2007). Radiotherapy treatment of early-stage prostate cancer with IMRT and protons: a treatment planning comparasion. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 69, 444-453.

Uulke, A. *et al.* (2007). Analysis of fiducial marker-based position verification in the external beam radiotherapy of patients with prostate cancer. *Radiotherapy and Oncology*, 82 (1), 38-45.

Zeleftsky, M. *et al.* (2006). Long-Term outcome of high dose intensity modulated radiation therapy for patients with clinically localized prostate cancer. *The Journal of Urology*, 176, 1415-1419.

Zietman, A. *et al.* (2005). Comparasion of conventional dose Vs high dose conformal radiation therapy in clinically localized adenocarcinoma of the prostate: a randomized controlled trial. *Jama*, 294, 1233.

9 Apêndices

Nos apêndices seguintes são apresentados os dados dos desvios usados neste estudo, para os 12 doentes, nos 28 tratamentos, nas incidências antero-posterior e lateral, respectivamente para as estruturas ósseas e marcadores.

Tabela 9.1 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 1 e 2.

Tratamentos	Doente 1												Doente 2											
	AP-Osseas			AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores			AP-Osseas			AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z
1	-0.9	0	-0.8	0.1	0	0.5	0.1	0.3	-0.8	-0.2	-0.4	0	-0.2	-0.1	0	0	-0.1	0	-0.1	0	-0.1	0	-0.1	
2	-0.8	0	-0.7	0	0	0.3	0	0.2	-0.4	-0.2	-0.3	-0.1	-0.2	-0.3	-0.1	-0.2	-0.1	-0.2	-0.1	-0.2	-0.1	-0.2	-0.2	
3	-0.8	-0.1	-0.8	0.1	-0.1	0.4	0.1	0.4	-0.4	-0.3	-0.3	-0.2	-0.3	0.1	-0.2	0.1	-0.2	0	0.1	-0.2	0	-0.2	0	
4	-0.7	0.3	-0.6	0.2	0.3	0.4	0.2	0.3	-0.2	0.2	-0.1	0.1	0.2	-0.2	0.1	0.2	-0.2	0.1	-0.1	0.1	-0.2	0.1	-0.1	
5	-0.9	0.2	-0.8	0.1	0.2	0.4	0.1	0.4	-0.1	-0.4	0	-0.3	-0.4	0.2	-0.3	0.2	-0.3	0.2	-0.3	0.2	-0.3	0.2	0	
6	-0.9	0	-0.9	0	0	0.2	0	0.4	-0.3	-0.3	-0.2	-0.5	-0.3	-0.2	-0.5	-0.3	-0.2	-0.5	0.1	-0.2	-0.5	0.1	0	
7	-0.6	0.2	-0.5	0.1	0.2	0.4	0.1	0.3	0.2	-0.4	0.1	-0.3	-0.4	-0.2	-0.3	-0.4	-0.2	-0.3	-0.4	-0.2	-0.3	-0.1	-0.1	
8	-0.8	-0.2	-0.7	-0.1	-0.2	0.3	-0.1	0.2	0.1	-0.3	0	-0.2	-0.3	-0.4	-0.2	-0.3	-0.4	-0.2	-0.3	-0.4	-0.2	-0.3	-0.3	
9	-0.7	0.1	-0.6	0	0.1	-0.3	0	-0.3	0.3	-0.2	0.2	-0.1	-0.2	-0.3	-0.1	-0.2	-0.3	-0.1	-0.2	-0.3	-0.1	-0.2	-0.2	
10	-1	0.2	-1	0.1	0.2	0.3	0.1	0.3	0.2	-0.3	0.1	-0.5	-0.3	-0.2	-0.1	-0.5	-0.3	-0.2	-0.1	-0.1	-0.1	-0.1	-0.1	
11	-1.1	-0.2	-1.1	0	-0.2	0.3	0	0.3	0	-0.3	0	-0.3	-0.3	-0.4	-0.3	-0.4	-0.3	-0.4	-0.3	-0.4	-0.3	-0.3	-0.3	
12	-1	-0.2	-0.9	-0.1	-0.2	0.4	-0.1	0.4	0.2	-0.1	0.1	0	-0.1	-0.1	0	-0.1	-0.5	0	-0.1	-0.5	0	-0.5	0	
13	-0.8	-0.3	-0.7	-0.2	-0.3	0.3	-0.2	0.3	0.3	-0.3	0.2	-0.2	-0.3	-0.4	-0.2	-0.3	-0.4	-0.2	-0.3	-0.4	-0.2	-0.3	-0.3	
14	-0.6	0.1	-0.5	0	0.1	-0.2	0	-0.1	0.1	-0.2	0	-0.1	-0.2	-0.3	-0.1	-0.2	-0.3	-0.1	-0.2	-0.3	-0.1	-0.1	-0.1	
15	-0.5	0.4	-0.4	0.3	0.4	-0.1	0.3	0	0.2	-0.3	0.1	-0.2	-0.3	-0.5	-0.2	-0.3	-0.5	-0.2	-0.3	-0.5	-0.2	-0.4	-0.4	
16	-0.7	0.3	-0.6	0.2	0.3	0.2	0.2	0.1	-0.1	-0.4	0.2	-0.2	-0.4	-0.7	-0.2	-0.4	-0.7	-0.2	-0.4	-0.7	-0.2	-0.7	-0.7	
17	0.9	-0.1	0.7	0.4	-0.1	0	0.4	-0.1	0.2	0.1	0.1	0	0.1	-0.5	0	-0.1	-0.5	0	-0.1	-0.5	0	-0.3	0	
18	0.4	0.4	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	0.2	0.1	-0.2	0	-0.1	-0.2	0.3	-0.1	-0.2	0.3	-0.1	-0.1	-0.2	0.3	-0.1	-0.1	
19	-0.4	0.2	-0.3	0.1	0.2	0.3	0.1	0.3	0.3	-0.5	0.2	-0.3	-0.5	0.2	-0.3	-0.5	0.2	-0.3	0	0.2	-0.3	0	0	
20	-0.5	0.1	-0.4	0	0.1	0.2	0	0.1	0	-0.4	0	-0.2	-0.4	0.2	-0.2	0.2	-0.2	-0.4	0.2	-0.2	0.2	-0.2	0.1	
21	-0.9	0.1	-0.8	0.1	0.1	-0.2	0.1	-0.1	0.1	-0.3	0.1	-0.4	-0.3	-0.1	-0.4	-0.3	-0.1	-0.4	-0.1	-0.4	-0.1	-0.4	0.1	
22	-1.2	0	-1	0.1	0	0	0	0.1	0	0.3	-0.4	0.2	-0.3	-0.4	-0.4	-0.5	-0.3	-0.4	-0.5	-0.3	-0.4	0.3	0.3	
23	-1	-0.2	-0.9	-0.1	-0.2	0.2	-0.1	0.1	0.2	-0.3	0.1	-0.2	-0.3	0.1	-0.2	-0.3	0.1	-0.2	0.1	-0.2	0	-0.2	0	
24	-0.8	0.1	-0.7	0	0.1	0.4	0	0.4	0.4	0.1	0.3	0	0.1	-0.2	0	-0.1	-0.2	0	-0.1	-0.2	0	-0.1	0	
25	-0.7	0.2	-0.6	0.1	0.2	0.4	0.1	0.3	0.3	-0.2	0.2	-0.1	-0.2	-0.3	-0.1	-0.2	-0.3	-0.1	-0.2	-0.3	-0.1	-0.2	-0.2	
26	-0.6	0.3	-0.5	0.2	0.3	0.5	0.2	0.5	0.2	-0.4	0.1	-0.2	-0.4	-0.2	-0.4	-0.2	-0.4	-0.2	-0.4	-0.2	-0.4	-0.1	-0.1	
27	-0.8	0.2	-0.8	0.1	0.2	0.5	0.1	0.5	0.1	-0.2	0	-0.1	-0.2	0	-0.1	-0.2	0	-0.1	-0.2	0	-0.1	-0.1	0.1	
28	-0.8	-0.4	-0.8	-0.1	-0.4	0.6	-0.1	0.6	-0.1	-0.2	0.1	0	-0.2	0	-0.2	0	-0.2	0	-0.2	0	0	-0.2	-0.2	

Tabela 9.2 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 3 e 4.

Tratamentos	Doente 3												Doente 4											
	AP-Osseas			AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores			AP-Osseas			AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z
1	-0.3	-0.2	-0.3	0.4	-0.2	-1.1	0.4	-1.8	0.3	0.1	0.3	0.1	0.8	0.3	0.4	0.8	0.3	0.4	0.8	0.3	0.4	0.8	-0.4	
2	-0.3	-0.1	-0.2	0.3	-0.1	-0.6	0.3	-0.5	0	0.4	0	0.5	0.4	0	0.5	0.4	0	0.5	0.4	0	0.5	0.4	-0.2	
3	0.2	0	0.1	0.4	0	-0.4	0.4	-0.3	-0.2	0.3	-0.1	0.4	0.3	0.1	0.4	0.1	0.4	0.1	0.4	0.1	0.4	0.1	-0.1	
4	-0.2	0.1	-0.1	0.3	0.1	-0.4	0.3	-0.3	-0.1	0.5	-0.2	0.6	0.5	0.1	0.6	0.5	0.1	0.6	0.5	0.1	0.6	0.5	-0.1	
5	0.4	0.4	0.2	0.5	0.4	-0.3	0.5	-0.2	0	0.5	-0.1	0.5	0.5	0.1	0.5	0.5	0.1	0.5	0.5	0.1	0.5	0.5	0	
6	-0.4	0.1	-0.3	1	0.1	-0.5	1	-0.1	-0.3	0.5	-0.4	0.9	0.5	0.7	0.9	0.5	0.7	0.9	0.5	0.7	0.9	-0.1		
7	-0.3	0.7	-0.1	0.6	0.7	-0.4	0.6	-0.3	-0.4	0.6	-0.3	0.8	0.6	0.1	0.8	0.6	0.1	0.8	0.6	0.1	0.8	0.6	-0.2	
8	-0.2	0.5	0	0.4	0.5	-0.3	0.4	-0.2	-0.2	0.5	-0.1	0.4	0.5	0.1	0.4	0.5	0.1	0.4	0.5	0.1	0.4	0.5	-0.1	
9	0.2	0.4	0.1	0.3	0.4	-0.4	0.3	-0.3	-0.3	0.4	-0.2	0.3	0.4	0	0.3	0.4	0	0.3	0.4	0	0.3	0.4	-0.3	
10	0.1	0.5	0	0.4	0.5	-0.2	0.4	-0.1	-0.1	0.4	0	0.3	0.4	0.1	0.3	0.4	0.1	0.3	0.4	0.1	0.3	0.4	-0.2	
11	-0.1	0.2	0.1	0.4	0.2	-0.3	0.4	-0.4	-0.1	0.4	-0.1	0.4	0.4	-0.2	0.4	0.4	-0.2	0.4	0.4	-0.2	0.4	0.4	-0.4	
12	0.3	0.4	0.2	0.3	0.4	-0.4	0.3	-0.5	0	0.5	0.1	0.5	0.5	0.1	0.5	0.5	0.1	0.5	0.5	0.1	0.5	0.5	-0.3	
13	0.2	0.4	0.1	0.3	0.4	-0.3	0.3	-0.4	0.3	0.3	0.2	0.4	0.3	0.1	0.4	0.3	0.1	0.4	0.3	0.1	0.4	0.3	-0.2	
14	0.1	0.5	0	0.4	0.5	-0.2	0.4	-0.3	0.2	0.4	0.1	0.3	0.4	0.2	0.3	0.4	0.2	0.3	0.4	0.2	0.3	0.4	-0.1	
15	0.3	0.4	0.1	0.3	0.4	-0.5	0.3	-1	0	0.2	-0.1	0.4	0.2	0.3	0.4	0.2	0.3	0.4	0.2	0.3	0.4	0.1	0.1	
16	0.3	0.5	0.1	0.4	0.5	-0.6	0.4	-0.5	0.1	0.1	0	0.7	0.1	0.1	0.7	0.1	0.1	0.7	0.1	0.1	0.7	0.1	0	
17	-0.2	-0.2	0	0.5	-0.2	-0.4	0.5	-0.3	0.2	0.3	0.1	0.5	0.3	0.3	0.5	0.3	0.3	0.5	0.3	0.3	0.5	0.3	0.1	
18	-0.2	-0.3	-0.1	0.4	-0.3	-0.4	0.4	-0.4	0	0.3	-0.1	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	-0.1	
19	-0.4	0	-0.3	0.5	0	-0.4	0.5	-0.3	0	0.3	-0.2	0.4	0.3	0	0.4	0.3	0	0.4	0.3	0	0.4	0.3	-0.2	
20	-0.4	0.4	-0.3	0.3	0.4	-0.4	0.3	-0.3	0.1	0.4	-0.3	0.4	0.4	0.1	0.4	0.4	0.1	0.4	0.4	0.1	0.4	0.4	-0.2	
21	-0.2	0.6	-0.1	0.5	0.6	-0.1	0.5	-0.5	-0.5	0.3	-0.5	0.6	0.3	0.2	0.6	0.3	0.2	0.6	0.3	0.2	0.6	0.3	0.2	
22	-0.5	0.1	-0.3	0.4	0.1	-0.3	0.4	-0.2	-0.3	0.3	-0.3	0.4	0.3	0.1	0.4	0.3	0.1	0.4	0.3	0.1	0.4	0.3	-0.3	
23	-1.3	-0.2	-0.9	0.6	-0.2	-0.2	0.6	-0.1	-0.3	0.4	-0.2	0.5	0.4	0	0.5	0.4	0	0.5	0.4	0	0.5	0.4	-0.2	
24	-0.5	0.4	-0.3	0.3	0.4	-0.2	0.3	-0.3	-0.2	0.3	-0.2	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	-0.1	
25	-0.6	0.3	-0.4	0.2	0.3	-0.1	0.2	-0.2	0.1	0.2	0	0.3	0.2	0.1	0.3	0.2	0.1	0.3	0.2	0.1	0.3	0.2	0	
26	-0.4	0.6	-0.2	0.5	0.6	-0.2	0.5	-0.1	-0.2	0.3	-0.2	0.4	0.3	0	0.4	0.3	0	0.4	0.3	0	0.4	0.3	-0.1	
27	-0.4	0.6	-0.2	0.6	0.6	-0.3	0.6	-0.2	-0.3	0.4	-0.2	0.4	0.4	0.2	0.4	0.4	0.2	0.4	0.4	0.2	0.4	0.4	0	
28	-0.9	-0.3	-0.4	0.4	-0.3	-0.3	0.4	-0.3	-0.3	0.3	-0.3	0.5	0.3	0	0.5	0.3	0	0.5	0.3	0	0.5	0.3	-0.1	

Tabela 9.3 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 5 e 6.

Tratamentos	Doente 5								Doente 6							
	AP-Osseas		AP-Marcadores		Lat-Osseas		Lateral-Marcadores		AP-Osseas		AP-Marcadores		Lat-Osseas		Lateral-Marcadores	
	x	y	x	y	y	z	y	z	x	y	x	y	y	z	y	z
1	0	-0.1	0	0.6	-0.1	0.7	0.6	0.3	-2.6	0.3	-2.5	0.6	0.3	0.4	0.6	0.7
2	-0.2	0.2	-0.1	0.5	0.2	0.5	0.5	0.4	-0.6	0.3	-0.5	0.4	0.3	0.4	0.4	0.5
3	-0.3	0.2	-0.2	0.3	0.2	0.5	0.3	0.3	-0.5	0.2	-0.4	0.3	0.2	0.4	0.3	0.3
4	-0.3	0.3	-0.2	0.4	0.3	0.5	0.4	0.4	-0.4	0.2	-0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2
5	-0.3	0.3	-0.3	0.3	0.3	0.6	0.3	0.5	-0.5	0.1	-0.4	0.2	0.1	0.1	0.2	0
6	-0.4	0.1	-0.4	0.3	0.1	0.6	0.3	0.5	-0.6	0.1	-0.5	0.1	0.1	0.3	0.1	0.1
7	-0.3	0.1	-0.2	0.2	0.1	0.7	0.2	0.6	-0.6	0.2	-0.5	0.2	0.2	0	0.2	-0.1
8	-0.3	0.3	-0.1	0.3	0.3	0.5	0.3	0.5	-0.5	0.2	-0.4	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1
9	-0.2	0.5	0	0.5	0.5	0.4	0.5	0.3	-0.4	0.3	-0.3	0.2	0.3	0.1	0.2	0
10	-0.3	0.4	-0.2	0.4	0.4	0.6	0.4	0.4	-0.4	0	-0.3	0.1	0	-0.2	0.1	-0.1
11	-0.5	0.1	-0.3	0.6	0.1	1.1	0.6	0.7	-0.5	0	-0.4	0.1	0	0.3	0.1	0.1
12	-0.4	0.3	-0.2	0.3	0.3	0.6	0.3	0.4	-0.4	0.1	-0.3	0	0.1	-0.1	0	0
13	-0.4	0.4	-0.3	0.4	0.4	0.5	0.4	0.3	-0.3	0.1	-0.2	0.1	0.1	-0.2	0.1	-0.1
14	-0.3	0.3	-0.2	0.2	0.3	0.6	0.2	0.3	-0.2	0.1	-0.1	0.1	0.1	-0.3	0.1	-0.2
15	-0.2	0.3	-0.1	0.2	0.3	0.5	0.2	0.4	-0.2	0.2	-0.1	0.2	0.2	-0.2	0.2	-0.1
16	-0.5	-0.5	-0.3	0.3	-0.5	0.6	0.3	0.4	-0.2	0.1	-0.1	0.1	0.1	-0.2	0.1	-0.1
17	-0.3	0	-0.2	0.3	0	0.4	0.3	0.3	-0.3	0.1	-0.2	0.1	0.1	-0.2	0.1	-0.1
18	-0.4	0.3	-0.3	0.4	0.3	0.5	0.4	0.2	-0.2	0.1	-0.1	0.1	0.1	-0.3	0.1	-0.2
19	-0.3	0.3	-0.2	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3	-0.3	0.2	-0.2	0.2	0.2	-0.3	0.2	-0.2
20	-0.4	0.4	-0.3	0.4	0.4	0.3	0.4	0.2	-0.2	0	-0.1	0.1	0	-0.2	0.1	-0.1
21	-0.4	0	-0.4	0.5	0	0.6	0.5	0.3	-0.2	0.2	-0.1	0.1	0.2	-0.2	0.1	-0.1
22	-0.4	0.2	-0.4	0.3	0.2	0.4	0.3	0.3	0	-0.1	0	0	-0.1	-0.3	0	-0.2
23	-0.3	0.3	-0.3	0.4	0.3	0.3	0.4	0.2	-0.3	-0.2	-0.2	0.1	-0.2	-0.2	0.1	-0.1
24	-0.3	0.2	-0.2	0.3	0.2	0.4	0.3	0.3	-0.2	0.3	-0.1	0.2	0.3	-0.3	0.2	-0.2
25	-0.2	0.3	-0.1	0.4	0.3	0.3	0.4	0.2	-0.4	0.2	-0.3	0.1	0.2	-0.2	0.1	-0.1
26	0.1	0.2	0	0.3	0.2	0.4	0.3	0.3	-0.3	0.1	0.2	0	0.1	-0.2	0	-0.1
27	-0.3	0.3	-0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.2	-0.2	0.2	-0.1	0.1	0.2	-0.1	0.1	-0.1
28	-0.2	0.1	-0.1	0.4	0.1	0.3	0.4	0	-0.4	-0.1	-0.3	0.1	-0.1	0.1	0.1	0

Tabela 9.4 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 7 e 8.

Tratamentos	Doente 7								Doente 8							
	AP-Osseas		AP-Marcadores		Lat-Osseas		Lateral-Marcadores		AP-Osseas		AP-Marcadores		Lat-Osseas		Lateral-Marcadores	
	x	y	x	y	y	z	y	z	x	y	x	y	y	z	y	z
1	-0.4	-0.3	-0.4	0.4	-0.3	0.4	0.4	0.1	-0.7	0.2	-0.8	-0.2	0.2	1	-0.2	1.2
2	-0.4	-0.1	-0.3	0.3	-0.1	0.3	0.3	0.2	-0.5	0.1	-0.5	-0.1	0.1	1.1	-0.1	1
3	-0.3	0	-0.2	0.2	0	0.2	0.2	0.1	-0.3	0	-0.4	-0.2	0	0.5	-0.2	0.4
4	-0.2	-0.1	-0.1	0.3	-0.1	0.1	0.3	0	-0.3	-0.2	-0.3	-0.1	-0.2	0.4	-0.1	0.3
5	-0.2	0	-0.1	0.1	0	0.2	0.1	0.1	-0.4	-0.3	-0.3	-0.2	-0.3	0.4	-0.2	0.3
6	-0.1	-0.1	0	0	-0.1	0.5	0	0.2	-0.2	-0.2	-0.2	-0.2	-0.2	0.2	-0.2	0.4
7	-0.3	-0.2	-0.1	0.1	-0.2	0.2	0.1	0.1	0	-0.2	0	-0.1	-0.2	0.3	-0.1	0.3
8	-0.4	0	-0.3	0.3	0	0	0.3	-0.1	-0.1	-0.3	-0.1	-0.2	-0.3	0.1	-0.2	0.2
9	-0.4	-0.1	-0.3	0.4	-0.1	0.2	0.4	0.1	-0.1	-0.2	-0.1	-0.1	-0.2	0.3	-0.1	0.3
10	-0.3	-0.1	-0.2	0.3	-0.1	0.4	0.3	0.2	0	-0.2	0	0	-0.2	0.1	0	0
11	-0.4	0	-0.4	0.3	0	0.7	0.3	0.4	-0.1	-0.4	-0.1	-0.1	-0.4	-0.1	-0.1	-0.1
12	-0.4	-0.2	-0.4	0.1	-0.2	0.4	0.1	0.3	-0.2	-0.2	-0.2	-0.1	-0.2	0.2	-0.1	0.1
13	-0.4	-0.1	-0.3	0.3	-0.1	0.3	0.3	0.2	-0.3	-0.3	-0.3	-0.2	-0.3	0.3	-0.2	0.2
14	-0.3	-0.1	-0.2	0.2	-0.1	0.2	0.2	0.1	-0.2	-0.3	-0.2	-0.2	-0.3	0	-0.2	0.1
15	-0.2	-0.2	-0.1	0.3	-0.2	0.3	0.3	0.2	-0.3	-0.3	-0.3	-0.3	-0.3	0.1	-0.3	0.2
16	-0.3	-0.1	0	0.2	-0.1	0	0.2	-0.5	-0.4	-0.3	-0.4	-0.3	-0.3	-0.1	-0.3	0
17	-0.3	0	-0.2	0.1	0	-0.1	0.1	-0.3	-0.2	-0.3	-0.2	-0.2	-0.3	0.2	-0.2	0.1
18	-0.4	-0.1	-0.3	0	-0.1	-0.1	0	-0.2	-0.2	-0.2	-0.1	-0.1	-0.2	0.3	-0.1	0.2
19	-0.2	0	-0.1	0.1	0	0	0.1	-0.2	-0.2	0.1	-0.2	0	0.1	0.2	0	0.1
20	-0.4	0.1	-0.3	0.2	0.1	0.1	0.2	-0.1	-0.1	0.1	-0.1	0	0.1	0.2	0	0.1
21	-0.5	-0.2	-0.3	0.2	-0.2	0.2	0.2	-0.1	0.2	-0.2	0.1	-0.1	-0.2	0.1	-0.1	0.2
22	-0.3	-0.1	-0.2	0.1	-0.1	0.4	0.1	0	0.2	-0.1	0.2	-0.1	-0.1	0.1	-0.1	0.2
23	-0.5	-0.1	-0.3	0.2	-0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0	0	0	0	0.1	0	0.1
24	-0.3	-0.1	-0.2	0.3	-0.1	0.3	0.3	0.2	0.1	-0.2	-0.1	-0.1	-0.2	0.2	-0.1	0.2
25	-0.4	-0.1	-0.3	0.2	-0.1	0.1	0.2	0	0.1	-0.2	-0.1	-0.1	-0.2	0.1	-0.1	0.1
26	-0.3	-0.1	-0.2	0.2	-0.1	0	0.2	-0.2	0	-0.1	-0.2	0	-0.1	0.2	0	0.2
27	-0.3	0	-0.3	0.1	0	0	0.1	-0.1	0.1	-0.2	-0.1	-0.1	-0.2	0.1	-0.1	0.1
28	-0.4	-0.3	-0.1	0.1	-0.3	0.1	0.1	-0.1	-0.2	-0.1	-0.2	-0.1	-0.1	0.1	-0.1	0.1

Tabela 9.5 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 9 e 10.

Doente 9										Doente 10										
Tratamentos	AP-Osseas			AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores			AP-Osseas		AP-Marcadores		Lat-Osseas		Lateral-Marcadores	
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	x	y	y	z	y	z
1	0,4	-0,1		0,4	-0,2	-0,1	-0,8	-0,2	-0,8	-0,1	-0,3	-0,1	0,1	-0,3	-0,4	0,1	-0,8			
2	0,4	0,1		0,3	0	0,1	-0,7	0	-0,6	-0,3	-0,2	-0,2	0	-0,2	-0,4	0	-0,5			
3	0,3	0,2		0,4	0,1	0,2	-0,5	0,1	-0,4	-0,3	-0,1	-0,3	0,1	-0,1	-0,4	0,1	-0,3			
4	0,4	0,2		0,3	0,2	0,2	-0,5	0,2	-0,4	-0,3	0	-0,3	0,1	0	-0,3	0,1	-0,2			
5	0,3	0,3		0,4	0,2	0,3	-0,5	0,2	-0,4	-0,3	0,1	-0,4	0,2	0,1	-0,2	0,2	-0,1			
6	0,3	0,1		0,3	0,1	0,1	-0,5	0,1	-0,5	-0,4	-0,3	-0,5	0,1	-0,3	-0,1	0,1	0			
7	0,4	0,3		0,5	0,2	0,3	-0,4	0,2	-0,3	-0,4	0	-0,4	0,1	0	-0,2	0,1	-0,1			
8	0,4	0,3		0,4	0,3	0,3	-0,4	0,3	-0,3	-0,5	0,1	-0,5	0,1	0,1	-0,3	0,1	-0,2			
9	0,4	0,3		0,3	0,3	0,3	-0,3	0,3	-0,2	-0,3	0,1	-0,4	0,2	0,1	-0,2	0,2	-0,1			
10	0,5	0,3		0,4	0,3	0,3	-0,4	0,3	-0,3	-0,4	0,2	-0,5	0,1	0,2	-0,3	0,1	-0,2			
11	1,1	0,3		1,1	0,4	0,3	-0,2	0,4	-0,1	-0,7	-0,4	-0,7	0,1	-0,4	-0,1	0,1	-0,2			
12	0,5	0,3		0,4	0,2	0,3	0,2	0,2	0	-0,5	0	-0,4	0,2	0	-0,1	0,2	-0,1			
13	0,4	0,2		0,3	0,1	0,2	0	0,1	-0,1	-0,3	0	-0,2	0,1	0	0	0,1	-0,2			
14	0,5	0,3		0,4	0,2	0,3	-0,3	0,2	-0,2	-0,3	0,1	-0,1	0,2	0,1	0,1	0,2	-0,1			
15	0,4	0,2		0,3	0,1	0,2	-0,3	0,1	-0,2	-0,3	-0,1	-0,2	0,1	-0,1	0,1	0,1	-0,1			
16	0,2	0,1		0,3	0	0,1	-0,2	0	-0,1	0,1	-0,4	0	0	-0,4	0,2	0	0			
17	0,3	0,2		0,4	0,1	0,2	-0,3	0,1	-0,2	0	-0,2	-0,1	0,2	-0,2	0	0,2	-0,2			
18	0,4	0,3		0,5	0,2	0,3	0	0,2	0	-0,3	-0,2	-0,2	0,3	-0,2	-0,1	0,3	-0,1			
19	0,3	0,4		0,4	0,3	0,4	-0,4	0,3	-0,3	-0,2	-0,1	-0,3	0,2	-0,1	-0,1	0,2	-0,2			
20	0,4	0,2		0,3	0,1	0,2	-0,4	0,1	-0,3	-0,3	-0,3	-0,2	0,3	-0,3	-0,2	0,3	-0,3			
21	0,7	0,2		0,7	0,1	0,2	-0,5	0,1	-0,4	-0,3	-0,2	-0,3	0,1	-0,2	0	0,1	-0,2			
22	0,4	0,2		0,4	0,1	0,2	-0,6	0,1	-0,5	-0,3	-0,3	-0,3	0,4	-0,3	-0,3	0,4	-0,2			
23	0,4	0,3		0,3	0,2	0,3	-1,1	0,2	-1	-0,3	-0,2	-0,2	0,3	-0,2	-0,2	0,3	-0,1			
24	0,5	0,2		0,4	0,1	0,2	-0,7	0,1	-0,5	-0,2	-0,1	-0,1	0,2	-0,1	-0,2	0,2	-0,2			
25	0,4	0,3		0,3	0,2	0,3	-0,5	0,2	-0,4	-0,3	0	-0,2	0,1	0	-0,2	0,1	-0,1			
26	0,5	0,2		0,4	0,1	0,2	-0,4	0,1	-0,3	-0,4	0	-0,3	0,1	0	-0,3	0,1	-0,2			
27	0,5	0,2		0,4	0,1	0,2	-0,5	0,1	-0,4	-0,3	-0,2	-0,2	0,1	-0,2	-0,2	0,1	-0,1			
28	0,6	0,3		0,5	0,2	0,3	-0,6	0,2	-0,5	-0,4	-0,3	-0,3	0,2	-0,3	-0,2	0,2	-0,1			

Tabela 9.6 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores, para o doente 10 e 11.

Doente 11										Doente 12										
Tratamentos	AP-Osseas			AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores			AP-Osseas		AP-Marcadores		Lat-Osseas		Lateral-Marcadores	
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	x	y	y	z	y	z
1	-0,1	-0,3		-0,1	-0,2	-0,3	0,2	-0,2	0,4	1,7	-0,3	1,6	0,3	-0,3	0,1	0,3	-0,1	0,3	-0,1	
2	-0,2	-0,2		-0,1	-0,1	-0,2	0,3	-0,1	0,3	1,2	-0,2	1	0,2	-0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0	
3	-0,3	-0,3		-0,2	-0,2	-0,3	0,3	-0,2	0,4	1,4	-0,1	1,2	0,1	-0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	
4	-0,2	-0,2		-0,1	-0,1	-0,2	0,2	-0,1	0,3	1,3	-0,2	1,3	0,3	-0,2	0,2	0,3	0,2	0,3	0,1	
5	-0,2	-0,2		-0,1	-0,1	-0,2	0,1	-0,1	0,2	1,2	-0,1	1	0,2	-0,1	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	
6	0	-0,2		0	-0,1	-0,2	0	-0,1	0	1,5	-0,3	1,4	0,2	-0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	
7	-0,2	-0,1		-0,1	0	-0,1	0,2	0	0,3	0,6	-0,2	0,5	0,3	-0,2	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	
8	-0,3	-0,2		-0,2	-0,1	-0,2	0,3	-0,1	0,4	0,4	-0,1	0,3	0,4	-0,1	0,3	0,4	0,4	0,2	0,2	
9	-0,2	-0,3		-0,1	-0,2	-0,3	0,3	-0,2	0,3	0,2	0	0	0,3	0	0,4	0,3	0,4	0,3	0,3	
10	-0,3	-0,3		-0,2	-0,2	-0,3	0,3	-0,2	0,4	0	-0,3	-0,1	0,4	-0,3	0,4	0,4	0,4	0,4	0,3	
11	-0,1	-0,2		-0,1	-0,2	-0,2	0,4	-0,2	0,6	-0,4	-0,4	-0,2	0,4	-0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	
12	-0,1	-0,2		-0,1	-0,1	-0,2	0,4	-0,1	0,5	-0,3	-0,2	-0,2	0,4	-0,2	0,5	0,4	0,4	0,4	0,4	
13	-0,2	-0,3		-0,2	-0,2	-0,3	0,3	-0,2	0,3	-0,3	-0,3	-0,1	0,5	-0,3	0,6	0,5	0,5	0,5	0,5	
14	-0,2	-0,2		-0,1	-0,1	-0,2	0,5	-0,1	0,6	-0,3	-0,2	-0,2	0,3	-0,2	0,6	0,3	0,6	0,6	0,6	
15	-0,1	-0,2		0	-0,1	-0,2	0,6	-0,1	0,5	-0,2	-0,3	-0,1	0,4	-0,3	0,5	0,4	0,4	0,4	0,4	
16	0	-0,4		-0,1	-0,1	-0,4	0,7	-0,1	0,7	-0,2	-0,4	-0,1	0,5	-0,4	0,7	0,5	0,6	0,6	0,6	
17	-0,1	-0,3		-0,2	-0,2	-0,3	0,5	-0,2	0,4	-0,3	-0,3	-0,2	0,3	-0,3	0,8	0,3	0,8	0,3	0,8	
18	-0,2	-0,3		-0,3	-0,1	-0,3	0,4	-0,1	0,3	-0,4	-0,2	-0,3	0,4	-0,2	0,7	0,4	0,6	0,6	0,6	
19	-0,3	-0,3		-0,2	-0,2	-0,3	0,3	-0,2	0,2	-0,3	-0,1	-0,2	0,2	-0,1	0,6	0,2	0,5	0,5	0,5	
20	-0,2	-0,2		-0,1	-0,1	-0,2	0,5	-0,1	0,3	-0,4	-0,2	-0,3	0,3	-0,2	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	
21	-0,3	-0,2		-0,2	-0,1	-0,2	0,6	-0,1	0,2	-0,4	-0,3	-0,3	0,3	-0,3	0,5	0,3	0,4	0,4	0,4	
22	-0,2	-0,2		-0,3	0,2	-0,2	0,4	0,2	0,3	-0,2	-0,1	-0,1	0,2	-0,1	0,5	0,2	0,5	0,2	0,5	
23	-0,2	0		-0,3	0,1	0	0,3	0,1	0,2	-0,3	0	-0,2	0,1	0	0,5	0,1	0,4	0,4	0,4	
24	-0,1	0,1		-0,2	0	0,1	0,2	0	0,1	-0,4	-0,1	-0,3	0,3	-0,1	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	
25	-0,2	-0,1		-0,1	-0,1	-0,1	0,3	-0,1	0,2	-0,3	-0,1	-0,2	0,2	-0,1	0,4	0,2	0,3	0,3	0,3	
26	-0,2	-0,2		-0,2	-0,1	-0,2	0,3	-0,1	0,1	-0,2	-0,1	-0,1	0,1	-0,1	0,3	0,1	0,2	0,2	0,2	
27	-0,3	-0,1		-0,2	-0,1	-0,1	0,3	-0,1	0,1	-0,3	-0,1	-0,2	0,2	-0,1	0,4	0,2	0,3	0,3	0,3	
28	-0,3	-0,1		-0,2	0	-0,1	0,3	0	0,1	-0,3	-0,3	-0,2	0,3	-0,3	0,5	0,3	0,4	0,4	0,4	

Tabela 9.7 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 1 e 2.

Doentes	AP-Osseas			AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores			
	Tratament	x-AP-O	y-AP-O	Desvio	x-AP-M	y-AP-M	Desvio	y-L-O	z-L-O	Desvio	y-L-M	z-L-M	Desvio
Doente 1	1	-0,9	0	0,90	-0,8	0,1	0,81	0	0,5	0,50	0,1	0,3	0,32
Doente 1	2	-0,8	0	0,80	-0,7	0	0,70	0	0,3	0,30	0	0,2	0,20
Doente 1	3	-0,8	-0,1	0,81	-0,8	0,1	0,81	-0,1	0,4	0,41	0,1	0,4	0,41
Doente 1	4	-0,7	0,3	0,76	-0,6	0,2	0,63	0,3	0,4	0,50	0,2	0,3	0,36
Doente 1	5	-0,9	0,2	0,92	-0,8	0,1	0,81	0,2	0,4	0,45	0,1	0,4	0,41
Doente 1	6	-0,9	0	0,90	-0,9	0	0,90	0	0,2	0,20	0	0,4	0,40
Doente 1	7	-0,6	0,2	0,63	-0,5	0,1	0,51	0,2	0,4	0,45	0,1	0,3	0,32
Doente 1	8	-0,8	-0,2	0,82	-0,7	-0,1	0,71	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,2	0,22
Doente 1	9	-0,7	0,1	0,71	-0,6	0	0,60	0,1	-0,3	0,32	0	-0,3	0,30
Doente 1	10	-1	0,2	1,02	-1	0,1	1,00	0,2	0,3	0,36	0,1	0,3	0,32
Doente 1	11	-1,1	-0,2	1,12	-1,1	0	1,10	-0,2	0,3	0,36	0	0,3	0,30
Doente 1	12	-1	-0,2	1,02	-0,9	-0,1	0,91	-0,2	0,4	0,45	-0,1	0,4	0,41
Doente 1	13	-0,8	-0,3	0,85	-0,7	-0,2	0,73	-0,3	0,3	0,42	-0,2	0,3	0,36
Doente 1	14	-0,6	0,1	0,61	-0,5	0	0,50	0,1	-0,2	0,22	0	-0,1	0,10
Doente 1	15	-0,5	0,4	0,64	-0,4	0,3	0,50	0,4	-0,1	0,41	0,3	0	0,30
Doente 1	16	-0,7	0,3	0,76	-0,6	0,2	0,63	0,3	0,2	0,36	0,2	0,1	0,22
Doente 1	17	0,9	-0,1	0,91	0,7	0,4	0,81	-0,1	0	0,10	0,4	-0,1	0,41
Doente 1	18	0,4	0,4	0,57	0,3	0,3	0,42	0,4	0,3	0,50	0,3	0,2	0,36
Doente 1	19	-0,4	0,2	0,45	-0,3	0,1	0,32	0,2	0,3	0,36	0,1	0,3	0,32
Doente 1	20	-0,5	0,1	0,51	-0,4	0	0,40	0,1	0,2	0,22	0	0,1	0,10
Doente 1	21	-0,9	0,1	0,91	-0,8	0,1	0,81	0,1	-0,2	0,22	0,1	-0,1	0,14
Doente 1	22	-1,2	0	1,20	-1	0,1	1,00	0	0	0,00	0,1	0	0,10
Doente 1	23	-1	-0,2	1,02	-0,9	-0,1	0,91	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,1	0,14
Doente 1	24	-0,8	0,1	0,81	-0,7	0	0,70	0,1	0,4	0,41	0	0,4	0,40
Doente 1	25	-0,7	0,2	0,73	-0,6	0,1	0,61	0,2	0,4	0,45	0,1	0,3	0,32
Doente 1	26	-0,6	0,3	0,67	-0,5	0,2	0,54	0,3	0,5	0,58	0,2	0,5	0,54
Doente 1	27	-0,8	0,2	0,82	-0,8	0,1	0,81	0,2	0,5	0,54	0,1	0,5	0,51
Doente 1	28	-0,8	-0,4	0,89	-0,8	-0,1	0,81	-0,4	0,6	0,72	-0,1	0,6	0,61
Doente 2	1	-0,8	-0,2	0,82	-0,4	0	0,40	-0,2	-0,1	0,22	0	-0,1	0,10
Doente 2	2	-0,4	-0,2	0,45	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	-0,3	0,36	-0,1	-0,2	0,22
Doente 2	3	-0,4	-0,3	0,50	-0,3	-0,2	0,36	-0,3	0,1	0,32	-0,2	0	0,20
Doente 2	4	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,1	0,14	0,2	-0,2	0,28	0,1	-0,1	0,14
Doente 2	5	-0,1	-0,4	0,41	0	-0,3	0,30	-0,4	0,2	0,45	-0,3	0	0,30
Doente 2	6	-0,3	-0,3	0,42	-0,2	-0,5	0,54	-0,3	-0,2	0,36	-0,5	0,1	0,51
Doente 2	7	0,2	-0,4	0,45	0,1	-0,3	0,32	-0,4	-0,2	0,45	-0,3	-0,1	0,32
Doente 2	8	0,1	-0,3	0,32	0	-0,2	0,20	-0,3	-0,4	0,50	-0,2	-0,3	0,36
Doente 2	9	0,3	-0,2	0,36	0,2	-0,1	0,22	-0,2	-0,3	0,36	-0,1	-0,2	0,22
Doente 2	10	0,2	-0,3	0,36	0,1	-0,5	0,51	-0,3	-0,2	0,36	-0,1	-0,1	0,14
Doente 2	11	0	-0,3	0,30	0	-0,3	0,30	-0,3	-0,4	0,50	-0,3	-0,3	0,42
Doente 2	12	0,2	-0,1	0,22	0,1	0	0,10	-0,1	-0,5	0,51	0	-0,5	0,50
Doente 2	13	0,3	-0,3	0,42	0,2	-0,2	0,28	-0,3	-0,4	0,50	-0,2	-0,3	0,36
Doente 2	14	0,1	-0,2	0,22	0	-0,1	0,10	-0,2	-0,3	0,36	-0,1	-0,1	0,14
Doente 2	15	0,2	-0,3	0,36	0,1	-0,2	0,22	-0,3	-0,5	0,58	-0,2	-0,4	0,45
Doente 2	16	-0,1	-0,4	0,41	0,2	-0,2	0,28	-0,4	-0,7	0,81	-0,2	-0,7	0,73
Doente 2	17	0,2	0,1	0,22	0,1	0	0,10	0,1	-0,5	0,51	0	-0,3	0,30
Doente 2	18	0,1	-0,2	0,22	0	-0,1	0,10	-0,2	0,3	0,36	-0,1	-0,1	0,14
Doente 2	19	0,3	-0,5	0,58	0,2	-0,3	0,36	-0,5	0,2	0,54	-0,3	0	0,30
Doente 2	20	0	-0,4	0,40	0	-0,2	0,20	-0,4	0,2	0,45	-0,2	0,1	0,22
Doente 2	21	0,1	-0,3	0,32	0,1	-0,4	0,41	-0,3	-0,1	0,32	-0,4	0,1	0,41
Doente 2	22	0,3	-0,4	0,50	0,2	-0,3	0,36	-0,4	-0,5	0,64	-0,3	0,3	0,42
Doente 2	23	0,2	-0,3	0,36	0,1	-0,2	0,22	-0,3	0,1	0,32	-0,2	0	0,20
Doente 2	24	0,4	0,1	0,41	0,3	0	0,30	0,1	-0,2	0,22	0	-0,1	0,10
Doente 2	25	0,3	-0,2	0,36	0,2	-0,1	0,22	-0,2	-0,3	0,36	-0,1	-0,2	0,22
Doente 2	26	0,2	-0,4	0,45	0,1	-0,2	0,22	-0,4	-0,2	0,45	-0,2	-0,1	0,22
Doente 2	27	0,1	-0,2	0,22	0	-0,1	0,10	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,1	0,14
Doente 2	28	-0,1	-0,2	0,22	0,1	0	0,10	-0,2	0	0,20	0	-0,2	0,20

Tabela 9.8 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 3 e 4.

Doentes	AP-Osseas				AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores		
	Tratament	x-AP-O	y-AP-O	Desvio	x-AP-M	y-AP-M	Desvio	y-L-O	z-L-O	Desvio	y-L-M	z-L-M	Desvio
Doente 3	1	-0,3	-0,2	0,36	-0,3	0,4	0,50	-0,2	-1,1	1,12	0,4	-1,8	1,84
Doente 3	2	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0,3	0,36	-0,1	-0,6	0,61	0,3	-0,5	0,58
Doente 3	3	0,2	0	0,20	0,1	0,4	0,41	0	-0,4	0,40	0,4	-0,3	0,50
Doente 3	4	-0,2	0,1	0,22	-0,1	0,3	0,32	0,1	-0,4	0,41	0,3	-0,3	0,42
Doente 3	5	0,4	0,4	0,57	0,2	0,5	0,54	0,4	-0,3	0,50	0,5	-0,2	0,54
Doente 3	6	-0,4	0,1	0,41	-0,3	1	1,04	0,1	-0,5	0,51	1	-0,1	1,00
Doente 3	7	-0,3	0,7	0,76	-0,1	0,6	0,61	0,7	-0,4	0,81	0,6	-0,3	0,67
Doente 3	8	-0,2	0,5	0,54	0	0,4	0,40	0,5	-0,3	0,58	0,4	-0,2	0,45
Doente 3	9	0,2	0,4	0,45	0,1	0,3	0,32	0,4	-0,4	0,57	0,3	-0,3	0,42
Doente 3	10	0,1	0,5	0,51	0	0,4	0,40	0,5	-0,2	0,54	0,4	-0,1	0,41
Doente 3	11	-0,1	0,2	0,22	0,1	0,4	0,41	0,2	-0,3	0,36	0,4	-0,4	0,57
Doente 3	12	0,3	0,4	0,50	0,2	0,3	0,36	0,4	-0,4	0,57	0,3	-0,5	0,58
Doente 3	13	0,2	0,4	0,45	0,1	0,3	0,32	0,4	-0,3	0,50	0,3	-0,4	0,50
Doente 3	14	0,1	0,5	0,51	0	0,4	0,40	0,5	-0,2	0,54	0,4	-0,3	0,50
Doente 3	15	0,3	0,4	0,50	0,1	0,3	0,32	0,4	-0,5	0,64	0,3	-1	1,04
Doente 3	16	0,3	0,5	0,58	0,1	0,4	0,41	0,5	-0,6	0,78	0,4	-0,5	0,64
Doente 3	17	-0,2	-0,2	0,28	0	0,5	0,50	-0,2	-0,4	0,45	0,5	-0,3	0,58
Doente 3	18	-0,2	-0,3	0,36	-0,1	0,4	0,41	-0,3	-0,4	0,50	0,4	-0,4	0,57
Doente 3	19	-0,4	0	0,40	-0,3	0,5	0,58	0	-0,4	0,40	0,5	-0,3	0,58
Doente 3	20	-0,4	0,4	0,57	-0,3	0,3	0,42	0,4	-0,4	0,57	0,3	-0,3	0,42
Doente 3	21	-0,2	0,6	0,63	-0,1	0,5	0,51	0,6	-0,1	0,61	0,5	-0,5	0,71
Doente 3	22	-0,5	0,1	0,51	-0,3	0,4	0,50	0,1	-0,3	0,32	0,4	-0,2	0,45
Doente 3	23	-1,3	-0,2	1,32	-0,9	0,6	1,08	-0,2	-0,2	0,28	0,6	-0,1	0,61
Doente 3	24	-0,5	0,4	0,64	-0,3	0,3	0,42	0,4	-0,2	0,45	0,3	-0,3	0,42
Doente 3	25	-0,6	0,3	0,67	-0,4	0,2	0,45	0,3	-0,1	0,32	0,2	-0,2	0,28
Doente 3	26	-0,4	0,6	0,72	-0,2	0,5	0,54	0,6	-0,2	0,63	0,5	-0,1	0,51
Doente 3	27	-0,4	0,6	0,72	-0,2	0,6	0,63	0,6	-0,3	0,67	0,6	-0,2	0,63
Doente 3	28	-0,9	-0,3	0,95	-0,4	0,4	0,57	-0,3	-0,3	0,42	0,4	-0,3	0,50
Doente 4	1	0,1	0,3	0,32	0,1	0,8	0,81	0,3	0,4	0,50	0,8	-0,4	0,89
Doente 4	2	0	0,4	0,40	0	0,5	0,50	0,4	0	0,40	0,5	-0,2	0,54
Doente 4	3	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,4	0,41	0,3	0,1	0,32	0,4	-0,1	0,41
Doente 4	4	-0,1	0,5	0,51	-0,2	0,6	0,63	0,5	0,1	0,51	0,6	-0,1	0,61
Doente 4	5	0	0,5	0,50	-0,1	0,5	0,51	0,5	0,1	0,51	0,5	0	0,50
Doente 4	6	-0,3	0,5	0,58	-0,4	0,9	0,98	0,5	0,7	0,86	0,9	-0,1	0,91
Doente 4	7	-0,4	0,6	0,72	-0,3	0,8	0,85	0,6	0,1	0,61	0,8	-0,2	0,82
Doente 4	8	-0,2	0,5	0,54	-0,1	0,4	0,41	0,5	0,1	0,51	0,4	-0,1	0,41
Doente 4	9	-0,3	0,4	0,50	-0,2	0,3	0,36	0,4	0	0,40	0,3	-0,3	0,42
Doente 4	10	-0,1	0,4	0,41	0	0,3	0,30	0,4	0,1	0,41	0,3	-0,2	0,36
Doente 4	11	-0,1	0,4	0,41	-0,1	0,4	0,41	0,4	-0,2	0,45	0,4	-0,4	0,57
Doente 4	12	0	0,5	0,50	0,1	0,5	0,51	0,5	0,1	0,51	0,5	-0,3	0,58
Doente 4	13	0,3	0,3	0,42	0,2	0,4	0,45	0,3	0,1	0,32	0,4	-0,2	0,45
Doente 4	14	0,2	0,4	0,45	0,1	0,3	0,32	0,4	0,2	0,45	0,3	-0,1	0,32
Doente 4	15	0	0,2	0,20	-0,1	0,4	0,41	0,2	0,3	0,36	0,4	0,1	0,41
Doente 4	16	0,1	0,1	0,14	0	0,7	0,70	0,1	0,1	0,14	0,7	0	0,70
Doente 4	17	0,2	0,3	0,36	0,1	0,5	0,51	0,3	0,3	0,42	0,5	0,1	0,51
Doente 4	18	0	0,3	0,30	-0,1	0,3	0,32	0,3	0,1	0,32	0,3	-0,1	0,32
Doente 4	19	0	0,3	0,30	-0,2	0,4	0,45	0,3	0	0,30	0,4	-0,2	0,45
Doente 4	20	0,1	0,4	0,41	-0,3	0,4	0,50	0,4	0,1	0,41	0,4	-0,2	0,45
Doente 4	21	-0,5	0,3	0,58	-0,5	0,6	0,78	0,3	0,2	0,36	0,6	-0,3	0,67
Doente 4	22	-0,3	0,3	0,42	-0,3	0,4	0,50	0,3	0,1	0,32	0,4	-0,3	0,50
Doente 4	23	-0,3	0,4	0,50	-0,2	0,5	0,54	0,4	0	0,40	0,5	-0,2	0,54
Doente 4	24	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,3	0,32	0,3	0,1	0,32	0,3	-0,1	0,32
Doente 4	25	0,1	0,2	0,22	0	0,3	0,30	0,2	0,1	0,22	0,3	0	0,30
Doente 4	26	-0,2	0,3	0,36	-0,2	0,4	0,45	0,3	0	0,30	0,4	-0,1	0,41
Doente 4	27	-0,3	0,4	0,50	-0,2	0,4	0,45	0,4	0,2	0,45	0,4	0	0,40
Doente 4	28	-0,3	0,3	0,42	-0,3	0,5	0,58	0,3	0	0,30	0,5	-0,1	0,51

Tabela 9.9 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 5 e 6.

Doentes	AP-Osseas			AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores			
	Tratament	x-AP-O	y-AP-O	Desvio	x-AP-M	y-AP-M	Desvio	y-L-O	z-L-O	Desvio	y-L-M	z-L-M	Desvio
Doente 5	1	0	-0,1	0,10	0	0,6	0,60	-0,1	0,7	0,71	0,6	0,3	0,67
Doente 5	2	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,5	0,51	0,2	0,5	0,54	0,5	0,4	0,64
Doente 5	3	-0,3	0,2	0,36	-0,2	0,3	0,36	0,2	0,5	0,54	0,3	0,3	0,42
Doente 5	4	-0,3	0,3	0,42	-0,2	0,4	0,45	0,3	0,5	0,58	0,4	0,4	0,57
Doente 5	5	-0,3	0,3	0,42	-0,3	0,3	0,42	0,3	0,6	0,67	0,3	0,5	0,58
Doente 5	6	-0,4	0,1	0,41	-0,4	0,3	0,50	0,1	0,6	0,61	0,3	0,5	0,58
Doente 5	7	-0,3	0,1	0,32	-0,2	0,2	0,28	0,1	0,7	0,71	0,2	0,6	0,63
Doente 5	8	-0,3	0,3	0,42	-0,1	0,3	0,32	0,3	0,5	0,58	0,3	0,5	0,58
Doente 5	9	-0,2	0,5	0,54	0	0,5	0,50	0,5	0,4	0,64	0,5	0,3	0,58
Doente 5	10	-0,3	0,4	0,50	-0,2	0,4	0,45	0,4	0,6	0,72	0,4	0,4	0,57
Doente 5	11	-0,5	0,1	0,51	-0,3	0,6	0,67	0,1	1,1	1,10	0,6	0,7	0,92
Doente 5	12	-0,4	0,3	0,50	-0,2	0,3	0,36	0,3	0,6	0,67	0,3	0,4	0,50
Doente 5	13	-0,4	0,4	0,57	-0,3	0,4	0,50	0,4	0,5	0,64	0,4	0,3	0,50
Doente 5	14	-0,3	0,3	0,42	-0,2	0,2	0,28	0,3	0,6	0,67	0,2	0,3	0,36
Doente 5	15	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,2	0,22	0,3	0,5	0,58	0,2	0,4	0,45
Doente 5	16	-0,5	-0,5	0,71	-0,3	0,3	0,42	-0,5	0,6	0,78	0,3	0,4	0,50
Doente 5	17	-0,3	0	0,30	-0,2	0,3	0,36	0	0,4	0,40	0,3	0,3	0,42
Doente 5	18	-0,4	0,3	0,50	-0,3	0,4	0,50	0,3	0,5	0,58	0,4	0,2	0,45
Doente 5	19	-0,3	0,3	0,42	-0,2	0,3	0,36	0,3	0,4	0,50	0,3	0,3	0,42
Doente 5	20	-0,4	0,4	0,57	-0,3	0,4	0,50	0,4	0,3	0,50	0,4	0,2	0,45
Doente 5	21	-0,4	0	0,40	-0,4	0,5	0,64	0	0,6	0,60	0,5	0,3	0,58
Doente 5	22	-0,4	0,2	0,45	-0,4	0,3	0,50	0,2	0,4	0,45	0,3	0,3	0,42
Doente 5	23	-0,3	0,3	0,42	-0,3	0,4	0,50	0,3	0,3	0,42	0,4	0,2	0,45
Doente 5	24	-0,3	0,2	0,36	-0,2	0,3	0,36	0,2	0,4	0,45	0,3	0,3	0,42
Doente 5	25	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,4	0,41	0,3	0,3	0,42	0,4	0,2	0,45
Doente 5	26	0,1	0,2	0,22	0	0,3	0,30	0,2	0,4	0,45	0,3	0,3	0,42
Doente 5	27	-0,3	0,3	0,42	-0,3	0,3	0,42	0,3	0,3	0,42	0,3	0,2	0,36
Doente 5	28	-0,2	0,1	0,22	-0,1	0,4	0,41	0,1	0,3	0,32	0,4	0	0,40
Doente 6	1	-2,6	0,3	2,62	-2,5	0,6	2,57	0,3	0,4	0,50	0,6	0,7	0,92
Doente 6	2	-0,6	0,3	0,67	-0,5	0,4	0,64	0,3	0,4	0,50	0,4	0,5	0,64
Doente 6	3	-0,5	0,2	0,54	-0,4	0,3	0,50	0,2	0,4	0,45	0,3	0,3	0,42
Doente 6	4	-0,4	0,2	0,45	-0,3	0,2	0,36	0,2	0,3	0,36	0,2	0,2	0,28
Doente 6	5	-0,5	0,1	0,51	-0,4	0,2	0,45	0,1	0,1	0,14	0,2	0	0,20
Doente 6	6	-0,6	0,1	0,61	-0,5	0,1	0,51	0,1	0,3	0,32	0,1	0,1	0,14
Doente 6	7	-0,6	0,2	0,63	-0,5	0,2	0,54	0,2	0	0,20	0,2	-0,1	0,22
Doente 6	8	-0,5	0,2	0,54	-0,4	0,1	0,41	0,2	0,2	0,28	0,1	0,1	0,14
Doente 6	9	-0,4	0,3	0,50	-0,3	0,2	0,36	0,3	0,1	0,32	0,2	0	0,20
Doente 6	10	-0,4	0	0,40	-0,3	0,1	0,32	0	-0,2	0,20	0,1	-0,1	0,14
Doente 6	11	-0,5	0	0,50	-0,4	0,1	0,41	0	0,3	0,30	0,1	0,1	0,14
Doente 6	12	-0,4	0,1	0,41	-0,3	0	0,30	0,1	-0,1	0,14	0	0	0,00
Doente 6	13	-0,3	0,1	0,32	-0,2	0,1	0,22	0,1	-0,2	0,22	0,1	-0,1	0,14
Doente 6	14	-0,2	0,1	0,22	-0,1	0,1	0,14	0,1	-0,3	0,32	0,1	-0,2	0,22
Doente 6	15	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,2	0,22	0,2	-0,2	0,28	0,2	-0,1	0,22
Doente 6	16	-0,2	0,1	0,22	-0,1	0,1	0,14	0,1	-0,2	0,22	0,1	-0,1	0,14
Doente 6	17	-0,3	0,1	0,32	-0,2	0,1	0,22	0,1	-0,2	0,22	0,1	-0,1	0,14
Doente 6	18	-0,2	0,1	0,22	-0,1	0,1	0,14	0,1	-0,3	0,32	0,1	-0,2	0,22
Doente 6	19	-0,3	0,2	0,36	-0,2	0,2	0,28	0,2	-0,3	0,36	0,2	-0,2	0,28
Doente 6	20	-0,2	0	0,20	-0,1	0,1	0,14	0	-0,2	0,20	0,1	-0,1	0,14
Doente 6	21	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,1	0,14	0,2	-0,2	0,28	0,1	-0,1	0,14
Doente 6	22	0	-0,1	0,10	0	0	0,00	-0,1	-0,3	0,32	0	-0,2	0,20
Doente 6	23	-0,3	-0,2	0,36	-0,2	0,1	0,22	-0,2	-0,2	0,28	0,1	-0,1	0,14
Doente 6	24	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,2	0,22	0,3	-0,3	0,42	0,2	-0,2	0,28
Doente 6	25	-0,4	0,2	0,45	-0,3	0,1	0,32	0,2	-0,2	0,28	0,1	-0,1	0,14
Doente 6	26	-0,3	0,1	0,32	0,2	0	0,20	0,1	-0,2	0,22	0	-0,1	0,10
Doente 6	27	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,1	0,14	0,2	-0,1	0,22	0,1	-0,1	0,14
Doente 6	28	-0,4	-0,1	0,41	-0,3	0,1	0,32	-0,1	0,1	0,14	0,1	0	0,10

Tabela 9.10 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 7 e 8.

Doentes	AP-Osseas			AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores			
	Tratament	x-AP-O	y-AP-O	Desvio	x-AP-M	y-AP-M	Desvio	y-L-O	z-L-O	Desvio	y-L-M	z-L-M	Desvio
Doente 7	1	-0,4	-0,3	0,50	-0,4	0,4	0,57	-0,3	0,4	0,50	0,4	0,1	0,41
Doente 7	2	-0,4	-0,1	0,41	-0,3	0,3	0,42	-0,1	0,3	0,32	0,3	0,2	0,36
Doente 7	3	-0,3	0	0,30	-0,2	0,2	0,28	0	0,2	0,20	0,2	0,1	0,22
Doente 7	4	-0,2	-0,1	0,22	-0,1	0,3	0,32	-0,1	0,1	0,14	0,3	0	0,30
Doente 7	5	-0,2	0	0,20	-0,1	0,1	0,14	0	0,2	0,20	0,1	0,1	0,14
Doente 7	6	-0,1	-0,1	0,14	0	0	0,00	-0,1	0,5	0,51	0	0,2	0,20
Doente 7	7	-0,3	-0,2	0,36	-0,1	0,1	0,14	-0,2	0,2	0,28	0,1	0,1	0,14
Doente 7	8	-0,4	0	0,40	-0,3	0,3	0,42	0	0	0,00	0,3	-0,1	0,32
Doente 7	9	-0,4	-0,1	0,41	-0,3	0,4	0,50	-0,1	0,2	0,22	0,4	0,1	0,41
Doente 7	10	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,4	0,41	0,3	0,2	0,36
Doente 7	11	-0,4	0	0,40	-0,4	0,3	0,50	0	0,7	0,70	0,3	0,4	0,50
Doente 7	12	-0,4	-0,2	0,45	-0,4	0,1	0,41	-0,2	0,4	0,45	0,1	0,3	0,32
Doente 7	13	-0,4	-0,1	0,41	-0,3	0,3	0,42	-0,1	0,3	0,32	0,3	0,2	0,36
Doente 7	14	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,2	0,22	0,2	0,1	0,22
Doente 7	15	-0,2	-0,2	0,28	-0,1	0,3	0,32	-0,2	0,3	0,36	0,3	0,2	0,36
Doente 7	16	-0,3	-0,1	0,32	0	0,2	0,20	-0,1	0	0,10	0,2	-0,5	0,54
Doente 7	17	-0,3	0	0,30	-0,2	0,1	0,22	0	-0,1	0,10	0,1	-0,3	0,32
Doente 7	18	-0,4	-0,1	0,41	-0,3	0	0,30	-0,1	-0,1	0,14	0	-0,2	0,20
Doente 7	19	-0,2	0	0,20	-0,1	0,1	0,14	0	0	0,00	0,1	-0,2	0,22
Doente 7	20	-0,4	0,1	0,41	-0,3	0,2	0,36	0,1	0,1	0,14	0,2	-0,1	0,22
Doente 7	21	-0,5	-0,2	0,54	-0,3	0,2	0,36	-0,2	0,2	0,28	0,2	-0,1	0,22
Doente 7	22	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0,1	0,22	-0,1	0,4	0,41	0,1	0	0,10
Doente 7	23	-0,5	-0,1	0,51	-0,3	0,2	0,36	-0,1	0,2	0,22	0,2	0,1	0,22
Doente 7	24	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,3	0,32	0,3	0,2	0,36
Doente 7	25	-0,4	-0,1	0,41	-0,3	0,2	0,36	-0,1	0,1	0,14	0,2	0	0,20
Doente 7	26	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0	0,10	0,2	-0,2	0,28
Doente 7	27	-0,3	0	0,30	-0,3	0,1	0,32	0	0	0,00	0,1	-0,1	0,14
Doente 7	28	-0,4	-0,3	0,50	-0,1	0,1	0,14	-0,3	0,1	0,32	0,1	-0,1	0,14
Doente 8	1	-0,7	0,2	0,73	-0,8	-0,2	0,82	0,2	1	1,02	-0,2	1,2	1,22
Doente 8	2	-0,5	0,1	0,51	-0,5	-0,1	0,51	0,1	1,1	1,10	-0,1	1	1,00
Doente 8	3	-0,3	0	0,30	-0,4	-0,2	0,45	0	0,5	0,50	-0,2	0,4	0,45
Doente 8	4	-0,3	-0,2	0,36	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0,4	0,45	-0,1	0,3	0,32
Doente 8	5	-0,4	-0,3	0,50	-0,3	-0,2	0,36	-0,3	0,4	0,50	-0,2	0,3	0,36
Doente 8	6	-0,2	-0,2	0,28	-0,2	-0,2	0,28	-0,2	0,2	0,28	-0,2	0,4	0,45
Doente 8	7	0	-0,2	0,20	0	-0,1	0,10	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,3	0,32
Doente 8	8	-0,1	-0,3	0,32	-0,1	-0,2	0,22	-0,3	0,1	0,32	-0,2	0,2	0,28
Doente 8	9	-0,1	-0,2	0,22	-0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,3	0,32
Doente 8	10	0	-0,2	0,20	0	0	0,00	-0,2	0,1	0,22	0	0	0,00
Doente 8	11	-0,1	-0,4	0,41	-0,1	-0,1	0,14	-0,4	-0,1	0,41	-0,1	-0,1	0,14
Doente 8	12	-0,2	-0,2	0,28	-0,2	-0,1	0,22	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,1	0,14
Doente 8	13	-0,3	-0,3	0,42	-0,3	-0,2	0,36	-0,3	0,3	0,42	-0,2	0,2	0,28
Doente 8	14	-0,2	-0,3	0,36	-0,2	-0,2	0,28	-0,3	0	0,30	-0,2	0,1	0,22
Doente 8	15	-0,3	-0,3	0,42	-0,3	-0,3	0,42	-0,3	0,1	0,32	-0,3	0,2	0,36
Doente 8	16	-0,4	-0,3	0,50	-0,4	-0,3	0,50	-0,3	-0,1	0,32	-0,3	0	0,30
Doente 8	17	-0,2	-0,3	0,36	-0,2	-0,2	0,28	-0,3	0,2	0,36	-0,2	0,1	0,22
Doente 8	18	-0,2	-0,2	0,28	-0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,2	0,22
Doente 8	19	-0,2	0,1	0,22	-0,2	0	0,20	0,1	0,2	0,22	0	0,1	0,10
Doente 8	20	-0,1	0,1	0,14	-0,1	0	0,10	0,1	0,2	0,22	0	0,1	0,10
Doente 8	21	0,2	-0,2	0,28	0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,1	0,22	-0,1	0,2	0,22
Doente 8	22	0,2	-0,1	0,22	0,2	-0,1	0,22	-0,1	0,1	0,14	-0,1	0,2	0,22
Doente 8	23	0,1	0	0,10	0	0	0,00	0	0,1	0,10	0	0,1	0,10
Doente 8	24	0,1	-0,2	0,22	-0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,2	0,22
Doente 8	25	0,1	-0,2	0,22	-0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,1	0,22	-0,1	0,1	0,14
Doente 8	26	0	-0,1	0,10	-0,2	0	0,20	-0,1	0,2	0,22	0	0,2	0,20
Doente 8	27	0,1	-0,2	0,22	-0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,1	0,22	-0,1	0,1	0,14
Doente 8	28	-0,2	-0,1	0,22	-0,2	-0,1	0,22	-0,1	0,1	0,14	-0,1	0,1	0,14

Tabela 9.11 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 9 e 10.

Doentes	AP-Osseas			AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores			
	Tratament	x-AP-O	y-AP-O	Desvio	x-AP-M	y-AP-M	Desvio	y-L-O	z-L-O	Desvio	y-L-M	z-L-M	Desvio
Doente 9	1	0,4	-0,1	0,41	0,4	-0,2	0,45	-0,1	-0,8	0,81	-0,2	-0,8	0,82
Doente 9	2	0,4	0,1	0,41	0,3	0	0,30	0,1	-0,7	0,71	0	-0,6	0,60
Doente 9	3	0,3	0,2	0,36	0,4	0,1	0,41	0,2	-0,5	0,54	0,1	-0,4	0,41
Doente 9	4	0,4	0,2	0,45	0,3	0,2	0,36	0,2	-0,5	0,54	0,2	-0,4	0,45
Doente 9	5	0,3	0,3	0,42	0,4	0,2	0,45	0,3	-0,5	0,58	0,2	-0,4	0,45
Doente 9	6	0,3	0,1	0,32	0,3	0,1	0,32	0,1	-0,5	0,51	0,1	-0,5	0,51
Doente 9	7	0,4	0,3	0,50	0,5	0,2	0,54	0,3	-0,4	0,50	0,2	-0,3	0,36
Doente 9	8	0,4	0,3	0,50	0,4	0,3	0,50	0,3	-0,4	0,50	0,3	-0,3	0,42
Doente 9	9	0,4	0,3	0,50	0,3	0,3	0,42	0,3	-0,3	0,42	0,3	-0,2	0,36
Doente 9	10	0,5	0,3	0,58	0,4	0,3	0,50	0,3	-0,4	0,50	0,3	-0,3	0,42
Doente 9	11	1,1	0,3	1,14	1,1	0,4	1,17	0,3	-0,2	0,36	0,4	-0,1	0,41
Doente 9	12	0,5	0,3	0,58	0,4	0,2	0,45	0,3	0,2	0,36	0,2	0	0,20
Doente 9	13	0,4	0,2	0,45	0,3	0,1	0,32	0,2	0	0,20	0,1	-0,1	0,14
Doente 9	14	0,5	0,3	0,58	0,4	0,2	0,45	0,3	-0,3	0,42	0,2	-0,2	0,28
Doente 9	15	0,4	0,2	0,45	0,3	0,1	0,32	0,2	-0,3	0,36	0,1	-0,2	0,22
Doente 9	16	0,2	0,1	0,22	0,3	0	0,30	0,1	-0,2	0,22	0	-0,1	0,10
Doente 9	17	0,3	0,2	0,36	0,4	0,1	0,41	0,2	-0,3	0,36	0,1	-0,2	0,22
Doente 9	18	0,4	0,3	0,50	0,5	0,2	0,54	0,3	0	0,30	0,2	0	0,20
Doente 9	19	0,3	0,4	0,50	0,4	0,3	0,50	0,4	-0,4	0,57	0,3	-0,3	0,42
Doente 9	20	0,4	0,2	0,45	0,3	0,1	0,32	0,2	-0,4	0,45	0,1	-0,3	0,32
Doente 9	21	0,7	0,2	0,73	0,7	0,1	0,71	0,2	-0,5	0,54	0,1	-0,4	0,41
Doente 9	22	0,4	0,2	0,45	0,4	0,1	0,41	0,2	-0,6	0,63	0,1	-0,5	0,51
Doente 9	23	0,4	0,3	0,50	0,3	0,2	0,36	0,3	-1,1	1,14	0,2	-1	1,02
Doente 9	24	0,5	0,2	0,54	0,4	0,1	0,41	0,2	-0,7	0,73	0,1	-0,5	0,51
Doente 9	25	0,4	0,3	0,50	0,3	0,2	0,36	0,3	-0,5	0,58	0,2	-0,4	0,45
Doente 9	26	0,5	0,2	0,54	0,4	0,1	0,41	0,2	-0,4	0,45	0,1	-0,3	0,32
Doente 9	27	0,5	0,2	0,54	0,4	0,1	0,41	0,2	-0,5	0,54	0,1	-0,4	0,41
Doente 9	28	0,6	0,3	0,67	0,5	0,2	0,54	0,3	-0,6	0,67	0,2	-0,5	0,54
Doente 10	1	-0,1	-0,3	0,32	-0,1	0,1	0,14	-0,3	-0,4	0,50	0,1	-0,8	0,81
Doente 10	2	-0,3	-0,2	0,36	-0,2	0	0,20	-0,2	-0,4	0,45	0	-0,5	0,50
Doente 10	3	-0,3	-0,1	0,32	-0,3	0,1	0,32	-0,1	-0,4	0,41	0,1	-0,3	0,32
Doente 10	4	-0,3	0	0,30	-0,3	0,1	0,32	0	-0,3	0,30	0,1	-0,2	0,22
Doente 10	5	-0,3	0,1	0,32	-0,4	0,2	0,45	0,1	-0,2	0,22	0,2	-0,1	0,22
Doente 10	6	-0,4	-0,3	0,50	-0,5	0,1	0,51	-0,3	-0,1	0,32	0,1	0	0,10
Doente 10	7	-0,4	0	0,40	-0,4	0,1	0,41	0	-0,2	0,20	0,1	-0,1	0,14
Doente 10	8	-0,5	0,1	0,51	-0,5	0,1	0,51	0,1	-0,3	0,32	0,1	-0,2	0,22
Doente 10	9	-0,3	0,1	0,32	-0,4	0,2	0,45	0,1	-0,2	0,22	0,2	-0,1	0,22
Doente 10	10	-0,4	0,2	0,45	-0,5	0,1	0,51	0,2	-0,3	0,36	0,1	-0,2	0,22
Doente 10	11	-0,7	-0,4	0,81	-0,7	0,1	0,71	-0,4	-0,1	0,41	0,1	-0,2	0,22
Doente 10	12	-0,5	0	0,50	-0,4	0,2	0,45	0	-0,1	0,10	0,2	-0,1	0,22
Doente 10	13	-0,3	0	0,30	-0,2	0,1	0,22	0	0	0,00	0,1	-0,2	0,22
Doente 10	14	-0,3	0,1	0,32	-0,1	0,2	0,22	0,1	0,1	0,14	0,2	-0,1	0,22
Doente 10	15	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0,1	0,22	-0,1	0,1	0,14	0,1	-0,1	0,14
Doente 10	16	0,1	-0,4	0,41	0	0	0,00	-0,4	0,2	0,45	0	0	0,00
Doente 10	17	0	-0,2	0,20	-0,1	0,2	0,22	-0,2	0	0,20	0,2	-0,2	0,28
Doente 10	18	-0,3	-0,2	0,36	-0,2	0,3	0,36	-0,2	-0,1	0,22	0,3	-0,1	0,32
Doente 10	19	-0,2	-0,1	0,22	-0,3	0,2	0,36	-0,1	-0,1	0,14	0,2	-0,2	0,28
Doente 10	20	-0,3	-0,3	0,42	-0,2	0,3	0,36	-0,3	-0,2	0,36	0,3	-0,3	0,42
Doente 10	21	-0,3	-0,2	0,36	-0,3	0,1	0,32	-0,2	0	0,20	0,1	-0,2	0,22
Doente 10	22	-0,3	-0,3	0,42	-0,3	0,4	0,50	-0,3	-0,3	0,42	0,4	-0,2	0,45
Doente 10	23	-0,3	-0,2	0,36	-0,2	0,3	0,36	-0,2	-0,2	0,28	0,3	-0,1	0,32
Doente 10	24	-0,2	-0,1	0,22	-0,1	0,2	0,22	-0,1	-0,2	0,22	0,2	-0,2	0,28
Doente 10	25	-0,3	0	0,30	-0,2	0,1	0,22	0	-0,2	0,20	0,1	-0,1	0,14
Doente 10	26	-0,4	0	0,40	-0,3	0,1	0,32	0	-0,3	0,30	0,1	-0,2	0,22
Doente 10	27	-0,3	-0,2	0,36	-0,2	0,1	0,22	-0,2	-0,2	0,28	0,1	-0,1	0,14
Doente 10	28	-0,4	-0,3	0,50	-0,3	0,2	0,36	-0,3	-0,2	0,36	0,2	-0,1	0,22

Tabela 9.12 Desvios obtidos (em centímetros) após o *matching*, na incidência AP e Lateral, para estruturas ósseas e marcadores com dados relativos, para o doente 11 e 12.

Doentes	AP-Osseas			AP-Marcadores			Lat-Osseas			Lateral-Marcadores			
	Tratament	x-AP-O	y-AP-O	Desvio	x-AP-M	y-AP-M	Desvio	y-L-O	z-L-O	Desvio	y-L-M	z-L-M	Desvio
Doente 11	1	-0,1	-0,3	0,32	-0,1	-0,2	0,22	-0,3	0,2	0,36	-0,2	0,4	0,45
Doente 11	2	-0,2	-0,2	0,28	-0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,3	0,32
Doente 11	3	-0,3	-0,3	0,42	-0,2	-0,2	0,28	-0,3	0,3	0,42	-0,2	0,4	0,45
Doente 11	4	-0,2	-0,2	0,28	-0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,3	0,32
Doente 11	5	-0,2	-0,2	0,28	-0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,1	0,22	-0,1	0,2	0,22
Doente 11	6	0	-0,2	0,20	0	-0,1	0,10	-0,2	0	0,20	-0,1	0	0,10
Doente 11	7	-0,2	-0,1	0,22	-0,1	0	0,10	-0,1	0,2	0,22	0	0,3	0,30
Doente 11	8	-0,3	-0,2	0,36	-0,2	-0,1	0,22	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,4	0,41
Doente 11	9	-0,2	-0,3	0,36	-0,1	-0,2	0,22	-0,3	0,3	0,42	-0,2	0,3	0,36
Doente 11	10	-0,3	-0,3	0,42	-0,2	-0,2	0,28	-0,3	0,3	0,42	-0,2	0,4	0,45
Doente 11	11	-0,1	-0,2	0,22	-0,1	-0,2	0,22	-0,2	0,4	0,45	-0,2	0,6	0,63
Doente 11	12	-0,1	-0,2	0,22	-0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,4	0,45	-0,1	0,5	0,51
Doente 11	13	-0,2	-0,3	0,36	-0,2	-0,2	0,28	-0,3	0,3	0,42	-0,2	0,3	0,36
Doente 11	14	-0,2	-0,2	0,28	-0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,5	0,54	-0,1	0,6	0,61
Doente 11	15	-0,1	-0,2	0,22	0	-0,1	0,10	-0,2	0,6	0,63	-0,1	0,5	0,51
Doente 11	16	0	-0,4	0,40	-0,1	-0,1	0,14	-0,4	0,7	0,81	-0,1	0,7	0,71
Doente 11	17	-0,1	-0,3	0,32	-0,2	-0,2	0,28	-0,3	0,5	0,58	-0,2	0,4	0,45
Doente 11	18	-0,2	-0,3	0,36	-0,3	-0,1	0,32	-0,3	0,4	0,50	-0,1	0,3	0,32
Doente 11	19	-0,3	-0,3	0,42	-0,2	-0,2	0,28	-0,3	0,3	0,42	-0,2	0,2	0,28
Doente 11	20	-0,2	-0,2	0,28	-0,1	-0,1	0,14	-0,2	0,5	0,54	-0,1	0,3	0,32
Doente 11	21	-0,3	-0,2	0,36	-0,2	-0,1	0,22	-0,2	0,6	0,63	-0,1	0,2	0,22
Doente 11	22	-0,2	-0,2	0,28	-0,3	0,2	0,36	-0,2	0,4	0,45	0,2	0,3	0,36
Doente 11	23	-0,2	0	0,20	-0,3	0,1	0,32	0	0,3	0,30	0,1	0,2	0,22
Doente 11	24	-0,1	0,1	0,14	-0,2	0	0,20	0,1	0,2	0,22	0	0,1	0,10
Doente 11	25	-0,2	-0,1	0,22	-0,1	-0,1	0,14	-0,1	0,3	0,32	-0,1	0,2	0,22
Doente 11	26	-0,2	-0,2	0,28	-0,2	-0,1	0,22	-0,2	0,3	0,36	-0,1	0,1	0,14
Doente 11	27	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	-0,1	0,22	-0,1	0,3	0,32	-0,1	0,1	0,14
Doente 11	28	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0	0,20	-0,1	0,3	0,32	0	0,1	0,10
Doente 12	1	1,7	-0,3	1,73	1,6	0,3	1,63	-0,3	0,1	0,32	0,3	-0,1	0,32
Doente 12	2	1,2	-0,2	1,22	1	0,2	1,02	-0,2	0,1	0,22	0,2	0	0,20
Doente 12	3	1,4	-0,1	1,40	1,2	0,1	1,20	-0,1	0,2	0,22	0,1	0,1	0,14
Doente 12	4	1,3	-0,2	1,32	1,3	0,3	1,33	-0,2	0,2	0,28	0,3	0,1	0,32
Doente 12	5	1,2	-0,1	1,20	1	0,2	1,02	-0,1	0,3	0,32	0,2	0,2	0,28
Doente 12	6	1,5	-0,3	1,53	1,4	0,2	1,41	-0,3	0,2	0,36	0,2	0,2	0,28
Doente 12	7	0,6	-0,2	0,63	0,5	0,3	0,58	-0,2	0,3	0,36	0,3	0,3	0,42
Doente 12	8	0,4	-0,1	0,41	0,3	0,4	0,50	-0,1	0,3	0,32	0,4	0,2	0,45
Doente 12	9	0,2	0	0,20	0	0,3	0,30	0	0,4	0,40	0,3	0,3	0,42
Doente 12	10	0	-0,3	0,30	-0,1	0,4	0,41	-0,3	0,4	0,50	0,4	0,3	0,50
Doente 12	11	-0,4	-0,4	0,57	-0,2	0,4	0,45	-0,4	0,4	0,57	0,4	0,4	0,57
Doente 12	12	-0,3	-0,2	0,36	-0,2	0,4	0,45	-0,2	0,5	0,54	0,4	0,4	0,57
Doente 12	13	-0,3	-0,3	0,42	-0,1	0,5	0,51	-0,3	0,6	0,67	0,5	0,5	0,71
Doente 12	14	-0,3	-0,2	0,36	-0,2	0,3	0,36	-0,2	0,6	0,63	0,3	0,6	0,67
Doente 12	15	-0,2	-0,3	0,36	-0,1	0,4	0,41	-0,3	0,5	0,58	0,4	0,4	0,57
Doente 12	16	-0,2	-0,4	0,45	-0,1	0,5	0,51	-0,4	0,7	0,81	0,5	0,6	0,78
Doente 12	17	-0,3	-0,3	0,42	-0,2	0,3	0,36	-0,3	0,8	0,85	0,3	0,8	0,85
Doente 12	18	-0,4	-0,2	0,45	-0,3	0,4	0,50	-0,2	0,7	0,73	0,4	0,6	0,72
Doente 12	19	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,6	0,61	0,2	0,5	0,54
Doente 12	20	-0,4	-0,2	0,45	-0,3	0,3	0,42	-0,2	0,4	0,45	0,3	0,3	0,42
Doente 12	21	-0,4	-0,3	0,50	-0,3	0,3	0,42	-0,3	0,5	0,58	0,3	0,4	0,50
Doente 12	22	-0,2	-0,1	0,22	-0,1	0,2	0,22	-0,1	0,5	0,51	0,2	0,5	0,54
Doente 12	23	-0,3	0	0,30	-0,2	0,1	0,22	0	0,5	0,50	0,1	0,4	0,41
Doente 12	24	-0,4	-0,1	0,41	-0,3	0,3	0,42	-0,1	0,4	0,41	0,3	0,3	0,42
Doente 12	25	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,4	0,41	0,2	0,3	0,36
Doente 12	26	-0,2	-0,1	0,22	-0,1	0,1	0,14	-0,1	0,3	0,32	0,1	0,2	0,22
Doente 12	27	-0,3	-0,1	0,32	-0,2	0,2	0,28	-0,1	0,4	0,41	0,2	0,3	0,36
Doente 12	28	-0,3	-0,3	0,42	-0,2	0,3	0,36	-0,3	0,5	0,58	0,3	0,4	0,50