

Identificação Forense de Ossadas por Tomografia Computorizada

Joana Filipa Pinto e Silva

Tese submetida ao Instituto Superior de Engenharia do Porto para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica

Orientadores

PROF. DOUTOR CARLOS VINHAIS
Departamento de Física – ISEP

PROF. DOUTOR ANTÓNIO SOUSA
Departamento de Matemática – ISEP

PROF. DOUTOR AGOSTINHO SANTOS
Delegação Norte do INMLCF, I.P.

Instituto Superior de Engenharia do Porto
17 de Novembro de 2014

*"Os métodos são as verdadeiras riquezas."
Friedrich Nietzsche*

Agradecimentos

A concretização desta Tese só foi possível com o contributo e apoio de inúmeras pessoas que não podem deixar de ser mencionadas. Nesse sentido, expresso aqui o meu profundo agradecimento:

Ao Professor Doutor Carlos Vinhais pelas críticas e sugestões efetuadas ao longo da orientação desta Tese que muito elevaram os meus conhecimentos científicos, bem como pela confiança depositada em mim, disponibilidade demonstrada e por todas as palavras de incentivo.

Ao pessoal médico e técnico da Delegação Norte do Instituto Nacional de Medicina Legal e Ciências Forenses I. P., em especial à Professora Doutora Teresa Magalhães e ao Professor Doutor Agostinho Santos, pela cedência das ossadas utilizadas neste estudo.

Ao Professor Doutor António Sousa pelas ideias propostas que me permitiram melhorar a aplicação dos algoritmos implementados.

Ao pessoal médico e técnico do Hospital de Pedro Hispano pertencente à Unidade Local de Saúde de Matosinhos pela disponibilização do equipamento de Tomografia Computorizada no qual foram adquiridas as imagens das ossadas utilizadas. Em particular, à Doutora Catarina Silva e ao Técnico Leonardo Dores do Serviço de Imagiologia pela sua valiosa colaboração.

Por último, deixo um agradecimento especial a todos os meus colegas de curso, amigos e familiares que, direta ou indiretamente, me ajudaram a cumprir os meus objetivos e a realizar mais esta etapa da minha formação académica.

Resumo

A antropologia forense é uma disciplina das ciências forenses que trata da análise de restos cadavéricos humanos para fins legais. Uma das suas aplicações mais populares é a identificação forense que consiste em determinar o perfil biológico (idade, sexo, ancestralidade e estatura) de um indivíduo. No entanto, este processo muitas vezes é dificultado quando o corpo se encontra em avançado estado de decomposição apenas existindo restos esqueléticos. Neste caso, áreas médicas comumente utilizadas na identificação de cadáveres, como a patologia, têm de ser descartadas e surge a necessidade de aplicar outras técnicas.

Neste contexto, muitos métodos antropométricos são propostos de forma a caracterizar uma pessoa através do seu esqueleto. Contudo, constata-se que a maioria dos procedimentos sugeridos é baseada em equipamentos básicos de medição, não usufruindo da tecnologia contemporânea. Assim, em parceria com a Delegação Norte do INMLCF, I. P., esta Tese teve na sua génese a criação de um sistema computacional baseado em imagens de Tomografia Computorizada (TC) de ossadas que, através de ferramentas *open source*, permita a realização de identificação forense.

O trabalho apresentado baseia-se no processo de gestão de informação, aquisição, processamento e visualização de imagens TC. No decorrer da realização da presente Tese foi desenvolvida uma base de dados que permite organizar a informação de cada ossada e foram implementados algoritmos que levam a uma extração de características muito mais vasta que a efetuada manualmente com os equipamentos de medição clássicos. O resultado final deste estudo consistiu num conjunto de técnicas que poderão ser englobadas num sistema computacional de identificação forense e deste modo criar uma aplicação com vantagens tecnológicas evidentes.

Abstract

Forensic anthropology is a discipline of forensic science that deals with the analysis of human remains for legal purposes. One of its most popular applications is the forensic identification which consists in determining the biological profile (age, sex, heritage and stature) of an individual. However, this process is often hampered when the body is in an advanced state of decomposition existing only skeletal remains. In this case, medical fields commonly used in the identification of corpses, such as pathology, have to be discarded and the need arises to apply other techniques.

In this context, many anthropometric methods are proposed in order to characterize a person through their skeleton. However, it appears that most of the suggested procedures is based on basic measuring equipment, not taking advantage of contemporary technology. So, in partnership with the North delegation of INMLCF, I. P., this Thesis had in its genesis the creation of a computational system based on Computed Tomography (CT) images of bones that, using tools *open source*, allows carrying out forensic identification.

The presented work is based on a process of information management, acquisition, processing and visualization of CT images. During the creation of this Thesis a database that allows to organize the information for each bone has been developed and algorithms which lead to a much greater extraction of characteristics than it is accomplished manually using classic measuring equipment were implemented. The final result of this study consisted of a set of techniques that can be included in a computational system for forensic identification and thereby create an application with obvious technological advantages.

Conteúdo

Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract	ix
Conteúdo	xi
Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas	xvii
Abreviações	xix
1. Introdução	1
1.1 Instituto Nacional de Medicina Legal e Ciências Forenses, I. P.	2
1.2 Objetivos e Motivação	5
1.3 Contribuições	6
1.4 Organização da Tese	7
2. Identificação Forense de Ossadas	9
2.1 Osteologia	10
2.1.1 Fémur	13
2.1.2 Osso Coxal	15
2.2 Identificação Forense por Ossadas	16
2.2.1 Idade	17
2.2.2 Sexo	18
2.2.3 Ancestralidade	19
2.2.4 Estatura	20
2.3 Medições Forenses	21
2.3.1 Métodos Tradicionais	21
2.3.2 Aplicação Computacional <i>Fordisc</i>	23
2.3.3 Medidas Padrão	25

3. Recolha e Registo de Evidências	29
3.1 Recolha de Evidências	29
3.2 Base de Dados	30
3.2.1 Módulo <i>Base</i>	30
3.2.2 Módulo <i>BONES</i>	32
3.3 Tomografia Computorizada	36
3.3.1 Aquisição de Imagem	36
3.3.2 Imagem Tomográfica	38
3.3.3 Conversão do Formato de Imagem	40
4. Processamento de Imagem e Reconstrução de Superfícies	45
4.1 Processo de Compilação	45
4.2 Pré-processamento	46
4.3 Processamento de Imagem	46
4.3.1 Suavização da Imagem	48
4.3.2 Segmentação das Ossadas	50
4.3.3 Mapa de Distâncias	55
4.3.4 Algoritmo de Adelgaçamento	55
4.4 Reconstrução de Superfícies	60
5. Análise de Superfícies	67
5.1 Modelos Geométricos	67
5.1.1 <i>Landmarks</i> Anatômicas	67
5.1.2 Construção e alinhamento dos Modelos	68
5.2 Modelos Médios	75
5.3 Extração de Características	77
5.3.1 <i>Mass Properties</i>	78
5.3.2 Matriz de Distâncias	78
5.3.3 Algoritmo FEM	80
5.3.4 Algoritmo HIP	84
5.3.5 Criação do Relatório	89
6. Discussão de Resultados	91
6.1 Limiar de Binarização	91
6.2 Algoritmos de Reconstrução de Superfícies	92
6.3 Comparação de volumes: ITK vs VTK	98
6.4 Outras Fontes de Dados	99
6.4.1 Extração da Superfície	99
6.4.2 Simetria Bilateral	99
6.4.3 Alinhamento da <i>Shape</i>	103
6.4.4 Extração das Características	104
7. Conclusão	109
Bibliografia	119

A. Ferramentas Computacionais	121
A.1 MySQL Workbench	121
A.2 Python (x,y)	122
A.3 ITK - Insight Toolkit	122
A.4 VTK - Visualization Toolkit	123
A.5 CMake	123
A.6 Microsoft Visual C++ Express Edition	124
A.7 ITK - SNAP	125
A.8 Paraview	125
B. Modelo Geométrico do Fémur	127
B.1 Medidas Forenses Padrão	127
B.2 <i>Landmarks</i> de Superfície	128
B.3 <i>Landmarks</i> do Corpo	129
B.4 Medidas <i>Angulares</i> Propostas	130
B.5 Medidas <i>Extensivas</i> Propostas	130
B.6 <i>Índices</i> Propostos	130
C. Modelo Geométrico do Osso Coxal	131
C.1 Medidas Forenses Padrão	131
C.2 <i>Landmarks</i> de Superfície	131
C.3 Medidas <i>Extensivas</i> Propostas	133
C.4 <i>Índices</i> Propostos	133

Lista de Figuras

1.1	Organigrama do INMLCF, I. P.	4
2.1	Esqueleto humano	11
2.2	Anatomia do fémur direito	14
2.3	Anatomia do osso coxal	15
2.4	Tábua osteométrica	23
2.5	Instrumentos utilizados em medições forenses	24
2.6	Medidas forenses padrão para o fémur	26
2.7	Medidas forenses padrão para o osso coxal	27
3.1	Etapas da obtenção de evidências	30
3.2	Modelo relacional do módulo <i>bones</i>	34
3.3	Tomografia Computorizada	37
3.4	Topograma	38
3.5	Endurecimento de feixe na mandíbula	40
3.6	<i>Pipeline</i> do algoritmo de MIP	42
3.7	Exemplos de MIP	43
4.1	<i>Pipeline</i> de compilação	46
4.2	Pré-processamento	47
4.3	Processamento de imagem	48
4.4	Filtro de suavização gaussiana recursiva	49
4.5	Filtro de suavização mediana	51
4.6	<i>Pipeline</i> do algoritmo de suavização mediana	52
4.7	Histogramas	53
4.8	Ossada de um fémur do primeiro esqueleto	53
4.9	<i>Pipeline</i> do algoritmo de segmentação	55
4.10	Resultado intermédios do algoritmo de segmentação	56
4.11	<i>Pipeline</i> do algoritmo de extração do mapa de distâncias	56
4.12	Mapa de distâncias	57
4.13	<i>Pipeline</i> do algoritmo adelgaçamento do objeto	58
4.14	Resultados do algoritmo de <i>binary thinning 3D</i>	61
4.15	Superfícies obtidas com o <i>vtkContour</i>	63

4.16	Superfícies obtidas através do <i>contour filter</i>	64
4.17	<i>Pipeline</i> do algoritmo de extração de superfície	64
4.18	Comparação das superfícies obtidas	65
5.1	Pontos anatómicos superficiais do modelo geométrico do fémur	69
5.2	Pontos anatómicos do corpo do modelo geométrico do fémur	70
5.3	Pontos anatómicos superficiais do modelo geométrico do osso coxal	71
5.4	Interface gráfica utilizada para <i>landmarking</i>	74
5.5	Resultados do filtro <i>vtkLandmarkTransform</i>	76
5.6	<i>Pipeline</i> do algoritmo de criação de modelos médios	77
5.7	Criação de modelos médios com alinhamento <i>Procrustes</i>	78
5.8	<i>Pipeline</i> do algoritmo de <i>mass properties</i>	79
5.9	<i>Pipeline</i> do algoritmo de matriz de distâncias	80
5.10	Matrizes de distâncias	81
5.11	<i>Bounding box</i> e extração de secção 2D	83
5.12	<i>Bodyparts</i> obtidas para um fémur	83
5.13	Medidas <i>extensivas</i> propostas para o osso coxal	87
5.14	<i>Pipeline</i> do algoritmo de criação do relatório forense	89
6.1	Variação do volume em função do limiar de binarização	92
6.2	Algoritmos de reconstrução de superfície	93
6.3	Resultados do algoritmo <i>cuperille</i>	95
6.4	Triangulação através do <i>marching cubes</i>	96
6.5	Resultados dos algoritmos de reconstrução de superfície	97
6.6	Superfícies geradas a partir de imagens TC de diagnóstico	100
6.7	Resultados do algoritmo de estudo de simetria bilateral	101
6.8	<i>Pipeline</i> do algoritmo de estudo de simetria bilateral	103
6.9	<i>Pipeline</i> do algoritmo de alinhamento da <i>shape</i>	104
6.10	Resultados do pré-alinhamento automático	105
6.11	Resultados do alinhamento manual	105
6.12	Matrizes de distâncias	106
A.1	Python (x,y) - <i>Spyder</i>	123
A.2	<i>Microsoft Visual C++ Express Edition</i>	124
A.3	<i>Paraview</i>	126

Lista de Tabelas

2.1	Ossos de um sistema esquelético adulto	12
2.2	Termos anatómicos gerais para algumas estruturas ósseas	12
2.3	Síntese dos principais estudos citados relativos à identificação forense	22
2.4	Medidas forenses padrão para o fémur	28
2.5	Medidas forenses padrão para o osso coxal	28
3.1	Exemplos de registos da tabela <i>study</i>	31
3.2	Excerto dos registos da tabela <i>bones</i>	33
3.3	Números TC em HU para diferentes tecidos	39
3.4	Registos da tabela <i>study</i> para <i>remains</i>	40
3.5	Principais <i>tags</i> DICOM dos varrimentos realizados	41
3.6	Informações geométricas dos varrimentos realizados	42
5.1	<i>Landmarks</i> da superfície e do corpo do fémur.	68
5.2	<i>Landmarks</i> da superfície do osso coxal.	72
5.3	Propriedades físicas obtidas pelo <i>vtkMassProperties</i>	79
5.4	Cálculos efetuados para obter <i>bodyparts</i> do fémur	82
5.5	Novas medidas forenses propostas para o fémur.	84
5.6	Cálculos efetuados para as medidas do fémur	85
5.7	Novas medidas forenses propostas para o osso coxal.	86
5.8	Cálculos efetuados para as medidas do osso coxal	88
6.1	Comparação dos volumes ITK e VTK	98
6.2	Valores obtidos para as medições do osso coxal esquerdo do <i>scan 1</i>	106
6.3	Valores obtidos para as medições do osso coxal esquerdo do <i>scan 2</i>	107

Abreviações

3D	3 Dimensões
ACR	<i>American College of Radiology</i>
ADN	Ácido Desoxirribonucleico
AP	Antero Posterior
BD	Base de Dados
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
EUA	Estados Unidos da América
FDB	<i>Forensic Anthropology Data Bank</i>
GPA	<i>Generalized Procrustes Analysis</i>
HU	<i>Hounsfield Units</i>
ICP	<i>Iterative Closest Point</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
INMLCF, I. P.	Instituto Nacional de Medicina Legal e Ciências Forenses, I. P.
ITK	<i>Insight Toolkit</i>
MIP	<i>Maximum Intensity Projection</i>
ND	Não Disponível
NEMA	<i>National Electrical Manufactures Association</i>
NSI	<i>Normalize Shape Index</i>
ODBC	<i>Open Database Connectivity</i>
RM	Ressonância Magnética
ROI	<i>Region of Interest</i>
TC	Tomografia Computorizada
VTK	<i>Visualization Toolkit</i>

Introdução

Existem várias metodologias de identificação forense, nomeadamente de cadáveres, que podem ser aplicadas. Por exemplo, testemunhos, fotografias e exames realizados ao cadáver, bem como informação acerca da sua localização podem ser utilizados como referência. Todavia, com a passagem do tempo, através do processo de decomposição natural, os órgãos e os tecidos moles do corpo vão desaparecendo progressivamente, revelando-se o esqueleto. A identificação de um indivíduo quando apenas restam os componentes ósseos do corpo torna-se mais difícil do que se o corpo estivesse fresco ou em decomposição. O processo complica-se mais se os restos esqueléticos forem encontrados em locais incomuns, em grandes desastres civis ou se foram deliberadamente feitas tentativas para esconder o corpo [1]. É neste contexto que surge a antropologia forense, como ciência que pode dar um valioso contributo na identificação humana.

O termo antropologia designa o estudo das condições biológicas e culturais humanas [2]. Dentro deste campo existem dois ramos: antropologia social e antropologia física. A antropologia social lida com as preocupações etnográficas e, por outro lado, a antropologia física analisa as características biológicas humanas, sobretudo a evolução humana e a sua modificação. A antropologia forense é uma subdivisão da antropologia física [2]. Segundo a *American Academy of Forensic Science*¹, a "antropologia forense é a aplicação da antropologia física ou biológica no processo legal".

De um modo geral, nos países europeus a antropologia forense é uma área que não se encontra bem definida quanto às suas competências e âmbito de atuação dentro do sistema de justiça. Nos países anglo-saxónicos, como os Estados Unidos da América

¹ <http://www.aafs.org>

(EUA) e o Reino Unido, esta área encontra-se bastante mais avançada [3]. No Reino Unido, por exemplo, um antropologista forense é definido como "aquele que aplica a antropologia física ao contexto forense" havendo um investimento significativo para a formação destes profissionais [4]. Na restante Europa, como esta disciplina não está com o mesmo grau de desenvolvimento e é escassa a formação específica, muitas vezes a experiência prevalece sobre as habilitações académicas [2]. Apenas em 2003 surgiu uma associação a nível europeu, a *Forensic Anthropology Society of Europe*², que tem como principais objetivos a educação, certificação destes profissionais e promoção de investigação nesta área [3].

Resumidamente, a antropologia forense é uma disciplina que deriva da anatomia, antropologia física e medicina forense. O seu objetivo primordial é tradicionalmente o estudo de restos esqueléticos humanos, nomeadamente a sua identificação [2]. Esta ciência tem sido mais aplicada a casos individuais mas também se revelou útil em estudos de vítimas de crimes de guerra e desastres em massa [5]. Diferentes autores já documentaram o valor desta disciplina na recuperação e identificação de ossadas no Kosovo e no desastre do *World Trade Center* [6, 7, 8].

Uma das grandes utilidades da antropologia forense é a construção de perfis biológicos, que consiste em procurar estimar o sexo, a idade à morte, a ancestralidade e a estatura de um indivíduo, para proceder à sua identificação. No entanto, os perfis biológicos poderiam ter mais êxito se houvessem mais bases de dados nacionais e internacionais [3]. Em Portugal, o estudo de casos relativos a decomposição e restos esqueléticos é realizado no Instituto Nacional de Medicina Legal e Ciências Forenses, I. P. (INMLCF, I. P.).

1.1 Instituto Nacional de Medicina Legal e Ciências Forenses, I. P.

O INMLCF, I. P. é um Instituto Público que funciona sob a tutela do Ministério da Justiça, contudo possui património próprio, autonomia administrativa e financeira. Embora esteja sediado em Coimbra, tem jurisdição sobre todo o país dispondo de delegações também no Porto e em Lisboa. Nestes serviços descentralizados operam gabinetes médico-legais e forenses que se distribuem por todo o território continental e ilhas [9].

A missão do INMLCF, I. P. passa por garantir a prestação de serviços periciais

² <http://www.forensicanthropology.eu>

médico-legais e forenses, a coordenação científica da atividade no âmbito da medicina legal e de outras ciências forenses, assim como a promoção da formação e da investigação neste domínio [9]. A sua missão pericial é desenvolvida em articulação funcional com as autoridades judiciárias e judiciais de acordo com as normas e princípios legais e éticos que asseguram o respeito pelos direitos, liberdades e garantias dos cidadãos³.

São atribuições do INMLCF, I. P., entre outras: a prestação de apoio à definição de uma política nacional na área da medicina legal e de outras ciências forenses, e a cooperação com os tribunais e demais serviços e entidades que intervêm no sistema da administração da justiça. Esta última atribuição engloba a realização de exames e perícias médico-legais e forenses que forem solicitadas, nos termos da lei, bem como a prestação de apoio técnico e laboratorial especializado [9].

Na figura 1.1 é apresentado um organigrama do INMLCF, I. P. onde se pode constatar os seus principais órgãos:

- Comissão de ética;
- Conselho médico-legal;
- Fiscal único;
- Conselho diretivo;

A comissão de ética é composta pelo presidente do conselho diretivo do Instituto ou um membro do conselho diretivo por ele designado, um docente universitário de ética médica, um docente universitário de direito médico e duas personalidades de reconhecido mérito técnico-científico designadas pelo conselho médico-legal, sob proposta do conselho diretivo. Este órgão de natureza consultiva presta apoio aos restantes órgãos do INMLCF, I. P. nas matérias de ética que concernem à realização de atribuições do Instituto. A sua função é promover diretrizes adequadas à consolidação de uma política de salvaguarda de princípios éticos e deontológicos, designadamente emitindo pareceres, quando tal lhe for solicitado, ou proposto por iniciativa própria, a adoção de códigos de conduta.

Por outro lado, o conselho médico-legal é formado pelos membros do conselho diretivo do INMLCF, I. P., um representante dos conselhos regionais disciplinares de cada uma das secções regionais da Ordem dos Médicos e dois docentes do ensino superior de cada uma das áreas científicas de: clínica cirúrgica, clínica médica,

³ <http://www.inml.mj.pt/>.

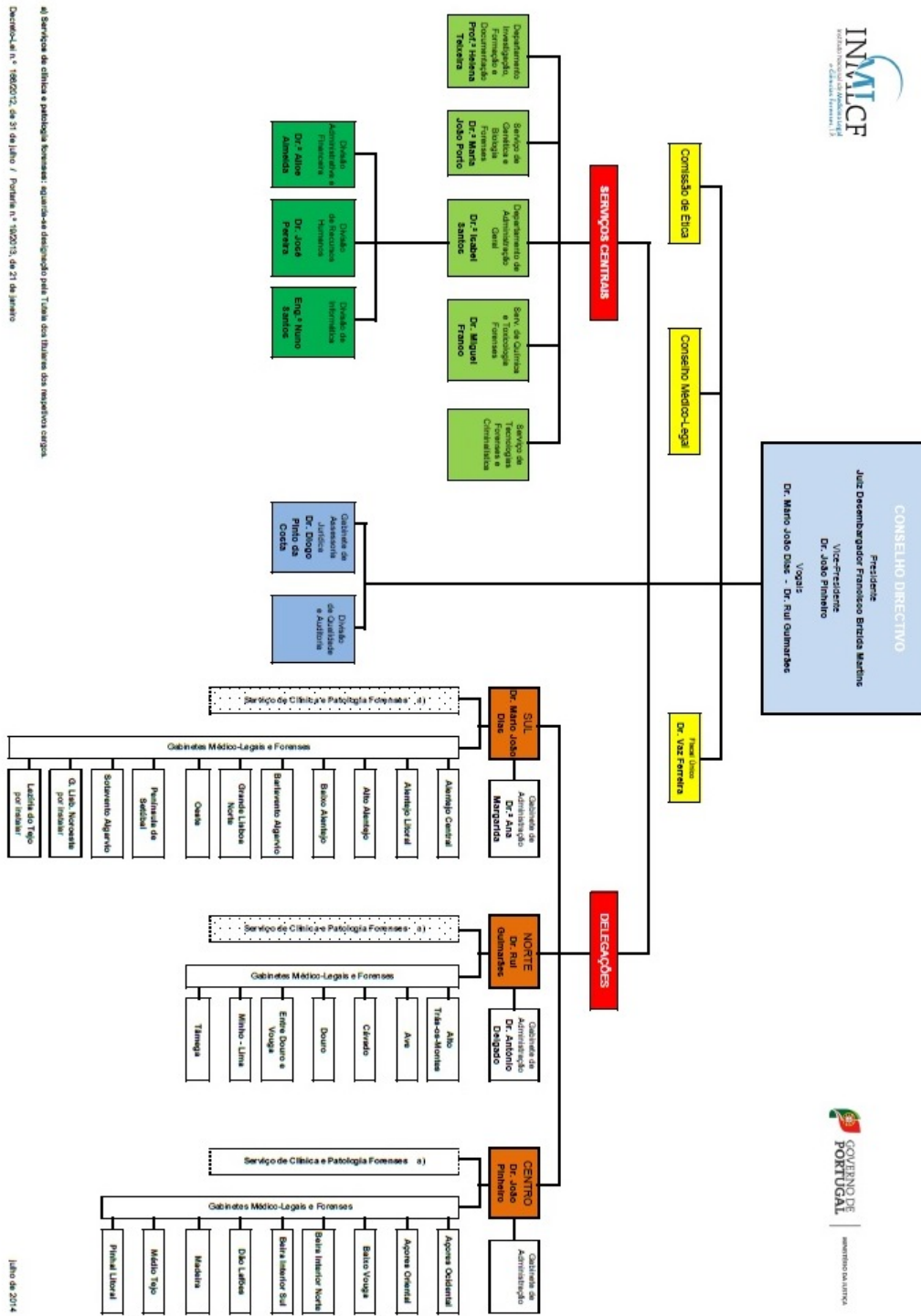


Fig. 1.1: Organograma do INMLCF, I. P.

obstetrícia e ginecologia, e direito. Faz também parte deste conselho um docente do ensino superior de cada uma das seguintes áreas: anatomia patológica, ética e/ou direito médico, ortopedia e traumatologia, neurologia ou neurocirurgia e psiquiatria. O conselho médico-legal exerce funções de consultoria técnico-científica, emite pareceres sobre questões técnicas e científicas no âmbito da medicina legal e de outras ciências forenses, acompanha e avalia a atividade pericial desenvolvida pelo INMLCF, I. P. entre outras funções.

O fiscal único é responsável pelo controlo da legalidade, da regularidade e da boa gestão financeira e patrimonial do Instituto. Este órgão tem como principais competências acompanhar e controlar o cumprimento das leis e regulamentos aplicáveis, a execução orçamental, situação económica, financeira e patrimonial.

Por último, o conselho diretivo é composto por um presidente, um vice-presidente e dois vogais. Os membros do conselho diretivo exercem as funções de diretores das três delegações do Instituto. Entre as funções do conselho diretivo podem ser mencionadas: a definição das diretrizes que orientam a organização e funcionamento do Instituto e a supervisão e promoção da orientação, no âmbito técnico-científico, da atividade das delegações e dos gabinetes médico-legais e forenses assim como dos peritos contratados [9].

1.2 Objetivos e Motivação

Durante muito tempo, utilizaram-se critérios de pontuação visual para identificação forense através de restos humanos esqueletizados, como por exemplo impressões visuais sobre o padrão de morfologia óssea. Contudo, esses métodos são limitados em termos de objetividade e reprodutibilidade. Deste modo, foram surgindo métodos métricos de classificação forense que são facilmente aplicáveis e reprodutíveis para os quais não há necessidade de "experiência" específica. Para aplicar corretamente os métodos métricos basta conhecer as definições das medições antropológicas utilizadas. Consequentemente, estes métodos têm estado em crescimento exponencial não só por serem mais simples mas também por evitarem a variação interpessoal do observador, permitindo uma avaliação mais objetiva.

Para aumentar a precisão dos métodos métricos propostos, alguns investigadores já apostam na utilização de imagiologia médica para executar as medições que convencionalmente são realizadas manualmente. Estes métodos apresentam elevado potencial uma vez que podem ser aplicados a cadáveres, em diferentes estados de putrefação e/ou carbonizados provenientes de cenas de crime, de forma não invasiva.

O objetivo da presente Tese foi a elaboração de métodos de forma a extrair computacionalmente medidas, de imagens TC de ossadas, que podem servir de base a métodos de identificação forense. Para isso, este estudo também teve como finalidade a análise da anatomia dos ossos e a definição de um conjunto de medidas a ser extraídas computacionalmente para além das convencionais. Ao aumentar o número de medições desejou-se que o método proposto fosse uma forma de melhorar o desempenho da classificação através do estudo de novas medidas até à data pouco utilizadas para este fim. Pretendeu-se portanto criar a base para um método métrico de identificação forense, que ao contrário dos já existentes, tratasse medidas convencionais e não convencionais e fosse aplicável a todos os ossos.

1.3 Contribuições

No sentido de tentar incrementar a aptidão dos métodos de extração de características de restos cadavéricos esqueletizados, foi estudada uma forma de armazenamento de dados e múltiplas técnicas de processamento e visualização de imagem a partir de TC. Como principais contribuições desta Tese, podem ser mencionadas:

- Base de dados (BD) que permite guardar de forma coerente a informação inicial das ossadas e a que vai sendo gerada com a aplicação dos algoritmos. Através desta BD é possível a construção de um sistema de gestão de informação que mantém os dados organizados e permite aos investigadores terem acesso facilitado às imagens e aos resultados do respetivo processamento.
- Um método de segmentação de ossadas e um de extração de superfícies. O algoritmo de segmentação foi desenvolvido com vários passos específicos para melhorar a qualidade da máscara obtida quando as ossadas se encontram em avançado estado de degradação.
- Um algoritmo que permite extrair automaticamente pontos anatómicos de referência (*landmarks*) da diáfise de ossos longos.
- A definição de dois modelos geométricos de pontos anatómicos de referência: um para o osso coxal (apenas com pontos superficiais) e outro para o fémur (com pontos superficiais e internos). Estes modelos foram gerados para auxiliar a extração das medidas nos respetivos ossos.

- Definição de um conjunto de medidas que podem ser extraídas do osso coxal e do fêmur. Estas medidas incluem as convencionais e outras não convencionais consideradas pertinentes e praticáveis através da aplicação dos algoritmos implementados.
- A implementação de um algoritmo para construção de modelos médios automaticamente. Este algoritmo permite agilizar o processo de criação de modelos.
- Quatro algoritmos de extração de características de ossadas, dois transversais a qualquer osso e dois mais específicos (um para o osso coxal e outro para o fêmur), que permitem calcular as medidas definidas para cada caso.
- Proposta de uma alternativa às imagens TC de ossadas para construção de uma base de dados antropométrica suficientemente grande para possibilitar a criação de um algoritmo classificador.

Com este trabalho foi possível aumentar o conhecimento metodológico necessário para a extração de características de ossos, com suporte em tecnologia de TC e ferramentas computacionais *open-source*.

1.4 Organização da Tese

Além deste capítulo introdutório, a presente Tese possui diversos capítulos que estão organizados de maneira a que o processo desenvolvido seja explicado pela ordem de implementação. Desta forma, a divisão de capítulos foi definida da seguinte forma:

- **Capítulo 2 - Identificação Forense de Ossadas:** Este capítulo diz respeito à contextualização teórica da Tese focando-se principalmente no conceito de antropologia forense e nos métodos utilizados na sua prática. Este capítulo contém ainda uma secção de osteologia onde se introduz o estudo do esqueleto particularizando o fêmur e o osso coxal.
- **Capítulo 3 - Recolha e Registo de Evidências:** Neste capítulo são apresentadas as ossadas e as respetivas imagens. Para melhor compreensão do procedimento realizado para a aquisição são também descritas noções básicas da Tomografia Computorizada e o conceito de imagem DICOM e VTK.
- **Capítulo 4 - Processamento de Imagem e Reconstrução de Superfícies:** Aborda o processamento de imagem implementado neste estudo e descreve os vários métodos de extração de superfícies utilizados. Neste capítulo

são explicados os algoritmos desenvolvidos mencionando as classes do ITK e VTK utilizadas.

- **Capítulo 5 - Análise de Superfícies:** Foca-se na extração de características. Para tal, apresenta detalhadamente as técnicas e os algoritmos que foram implementados para efetuar as medições das ossadas. No final é mencionada a forma como a informação adquirida é reunida num só relatório final.
- **Capítulo 6 - Discussão de Resultados:** Apresenta estudos que foram realizados para perceber a fidedignidade de alguns passos do método desenvolvido nos capítulos 4 e 5, bem como alternativas estudadas.
- **Capítulo 7 - Conclusão:** Consiste numa reflexão crítica acerca do trabalho realizado e dos resultados obtidos. Neste capítulo são referidas as dificuldades sentidas e as vantagens dos métodos propostos, sendo também apontadas direções futuras.

Identificação Forense de Ossadas

A descoberta de restos esqueléticos ou particularmente de fragmentos de ossos levanta a questão, até mesmo para os antropólogos, de saber se são humanos ou não. Se os ossos encontrados estão em grande parte intactos e constituem todo ou grande parte do esqueleto, o conhecimento de anatomia humana e da anatomia comparada é habitualmente suficiente para distinguir os ossos humanos de não humanos. Todavia, muitas vezes em contexto forense apenas estão disponíveis fragmentos de ossos. Assim, é indispensável a realização de exames específicos para identificar a origem dos mesmos. Esses exames podem passar por testes de ADN, análise de proteínas e/ou estudo microscópico do fragmento, dependendo do estado do osso [10]. Depois de perceber que os ossos são humanos é fundamental ainda determinar se têm interesse forense ou apenas arqueológico [5].

Apenas depois de ter a certeza de que o osso ou fragmento de osso é de origem humana e possui interesse forense é que se procede à sua identificação, ou seja, à elaboração do perfil biológico. Este processo consiste em procurar algumas características gerais do indivíduo, nomeadamente: idade à morte, sexo, ancestralidade ou afinidade populacional e estatura. Podem ainda ser detetadas patologias e/ou anomalias que levam a uma identificação mais precisa quando comparadas com uma BD. Nesta segunda classe de características podem ser estudados os dentes (tratamentos e disposição), implantes cirúrgicos (principalmente se o número de série for único), a estrutura anatómica, lesões e doenças ósseas. A precisão com a qual as características da identidade são determinadas dependerá dos elementos do corpo presentes e do seu estado de preservação [10].

2.1 Osteologia

O conhecimento do sistema esquelético é essencial para a identificação forense através de restos cadavéricos. A ciência que se dedica ao estudo deste sistema é intitulada de osteologia. Esta ciência estuda todos os ossos, cartilagens e as articulações dos mesmos, ou seja, o esqueleto. Do vasto conjunto de funções do esqueleto podem-se destacar a proteção dos órgãos vitais das agressões externas e o movimento do corpo humano. Os ossos são estruturas vivas e dinâmicas responsáveis pela homeostasia mineral e hematopoiese (produção de células sanguíneas). Através do seu estudo pode-se fazer uma análise do desenvolvimento, da dieta e até das doenças e ferimentos que o ser humano contraiu [11].

Ao nascer, um indivíduo pode ter cerca de 270 ossos. Porém, numa pessoa adulta o mais frequente é apenas existirem 206 ossos pois na fase de crescimento muitos ossos fundem-se. Um exemplo muito comum de ossos que se fundem na fase de crescimento são os ossos da pélvis (ossos coxais). Ao nascer o osso coxal está dividido em três partes separadas: o ílio, o ísquio e a púbis. A fusão de vários ossos estende-se durante a infância, adolescência e início da 2ª década de vida, surgindo então o conhecido número de 206 ossos [12].

Consoante a sua posição no esqueleto os ossos podem ser divididos em esqueleto axial ou esqueleto apendicular (ossos dos membros). Um osso é elemento do esqueleto axial se estiver situado na linha média do corpo, como as vértebras. O esqueleto apendicular refere-se aos ossos que estão situados lateralmente no corpo e emparelhamento, existindo um referente ao lado esquerdo e outro ao lado direito, como o fémur [13]. Na figura 2.1 é encontrada uma ilustração alusiva aos 206 ossos referentes a um indivíduo adulto e na tabela 2.1 encontram-se listados os mesmos.

Os ossos apresentam uma variedade de características anatómicas específicas. A maioria dessas características é usada para mencionar a sua relação com os tecidos circundantes. Por exemplo, quando um osso apresenta um tubérculo geralmente isso verifica-se porque um ligamento de um tendão foi inserido nesse tubérculo [12]. As características mais conhecidas estão resumidas na tabela 2.2. Ao longo desta Tese a maioria destes termos vão ser utilizados e melhor compreendidos.

Cada osso foi concebido para responder a uma necessidade específica e portanto cada um apresenta uma forma única que permite desempenhar a sua função de uma forma eficaz. Deste modo, existe uma grande variedade de formas e tamanhos destes elementos do corpo humano. Uma das classificações utilizadas para os ossos refere-se justamente à forma e nomeia-os da seguinte forma [11]:

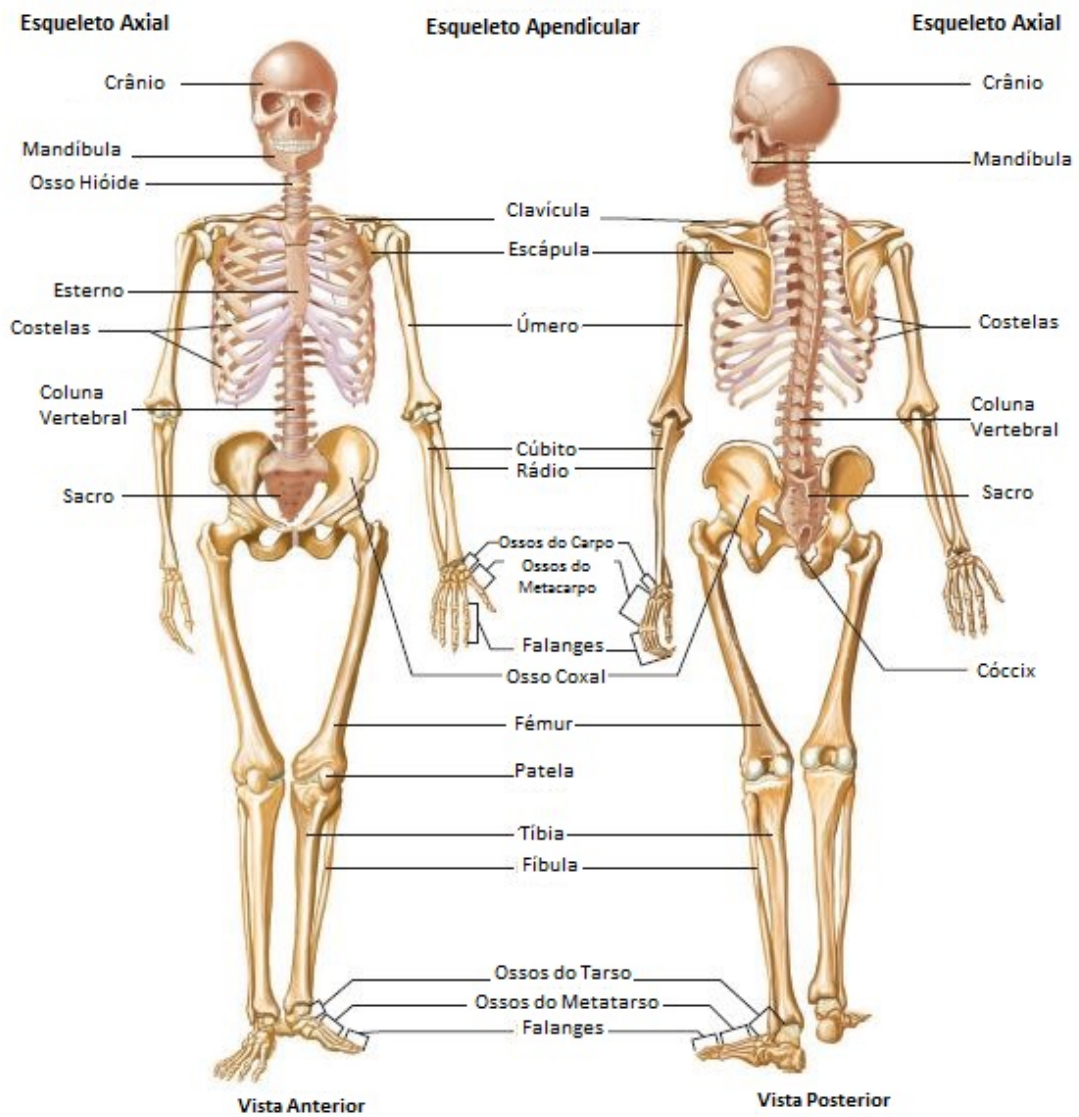


Fig. 2.1: Ilustração do esqueleto humano, retirada de [13]. Ver também tabela 2.1.

Tab. 2.1: Ossos de um sistema esquelético adulto, adaptado de [12]. Os ossos descritos podem ser visualizados na figura 2.1.

Esqueleto Axial		Esqueleto Apendicular	
Crânio (22) <i>Ossos craniais</i>	Ossículos auditivos (6)	Cintura Escapular (4)	Ossos coxal (2)
Osso Frontal (1)	Martelo (2)	Omoplata/Escápula (2)	
Osso Parietal (2)	Bigorna (2)	Clavícula (2)	
Osso Occipital (1)	Estribo (2)		
Osso Temporal (2)	Osso Hióide (1)	Membro Superior (60)	Membro Inferior (60)
Osso Esfenóide (1)		Úmero (2)	Fêmur (2)
Osso Etmóide (1)	Coluna Vertebral (26)	Rádio (2)	Tíbia (2)
Osso Etmóide (1)	Vértebras Cervicais (7)	Cúbito (2)	Perónio/Fíbula (2)
<i>Ossos da Face</i>	Vértebras Torácicas (12)	Ossos do Carpo (16)	Rótula/Patela (2)
Maxila (2)	Vértebras Lombares (5)	Metacárpicos (10)	Ossos do Tarso (14)
Palatino (2)	Sacro (1)	Falanges (28)	Metatársicos (10)
Osso Zigomático (2)	Cóccix (1)		Falanges (28)
Osso Lacrimal (2)	Caixa Torácica		
Nasal (2)	Costelas (24)		
Vómer (1)	Esterno (1)		
Corneto Inferior (2)			
Mandíbula (1)			

Tab. 2.2: Termos anatómicos gerais para algumas estruturas ósseas, adaptado de [13].

Termo	Descrição
Diáfise	Parte principal.
Epífise	Extremidade alargada (muitas vezes arredondada).
Colo	Constricção entre a cabeça e o corpo.
Bordo	Limite, lado ou aresta.
Ângulo	Curvatura muito acentuada.
Côndilo	Superfície articular pequena e lisa.
Linha	Saliência linear pouco pronunciada.
Crista	Saliência linear mais acentuada.
Espinha	Saliência muito acentuada.
Apófise	Prolongamento proeminente.
Tuberosidade	Apófise com o feitio de uma maçaneta.
Trocânter	Tuberosidades da extremidade superior do fêmur.
Epicôndilo	Perto ou acima de um côndilo.
<i>Foramen</i>	Orifício.
Fóvea	Pequena fenda alargada.
Fossa	Termo geral para uma depressão.
Incisura (<i>Notch</i>)	Depressão na margem de um osso.

- **Longos** - Apresentam uma estrutura tubular e duas extremidades diferentes, sendo simultaneamente fortes e leves. Possuem osso compacto no exterior com osso esponjoso e medula no interior. São principalmente responsáveis pelo apoio e movimento (por ex. fémur e úmero).
- **Curtos** - São ossos com uma forma quase cuboide maioritariamente esponjosos com uma camada fina de osso compacto. Permitem a absorção de choques, o movimento, a elasticidade e a flexibilidade (por ex. carpo e tarso).
- **Planos ou Achatados** - São ossos finos, achatados e muitas vezes também são curvos. Constituídos por duas camadas de osso compacto e uma intermediária de osso esponjoso. Estes ossos protegem e fornecem locais de ligação para os músculos (por ex. esterno e costelas).
- **Irregulares** - São ossos com formas complexas que não se enquadram em nenhuma das categorias referidas anteriormente. Geralmente consistem em osso esponjoso com uma fina camada exterior de osso compacto. Suportam o peso e dissipam as cargas (por ex. osso coxal e vértebras).
- **Sesamoides** - São ossos curtos embutidos dentro de um tendão ou numa cápsula articular (por ex. patela).

O tipo de apoio prestado pelos ossos pode variar consoante o género. Embora homens e mulheres tenham o mesmo número de ossos, os esqueletos das mulheres são mais leves e apresentam ombros estreitos e quadris largos. Pelo contrário, os homens têm ombros largos e quadris estreitos [11].

Ao longo deste trabalho, os algoritmos implementados foram sendo testados no conjunto total de ossos disponíveis. Apenas na fase de extração de características foram selecionados para estudo dois ossos em particular: fémur e osso coxal.

2.1.1 Fémur

O fémur constitui o osso mais forte e longo do corpo humano, situando-se entre o osso coxal e o joelho. As suas principais partes são a cabeça, o colo do fémur, os trocânteres, a diáfise e a superfície patelar (ver figura 2.2). A diáfise do fémur tem um formato tubular (longo e fino) e ramifica-se tanto na parte superior como na parte inferior. Nesta zona do fémur existe um sulco posterior designado por linha áspera que constitui um local de inserção muscular [11, 14].

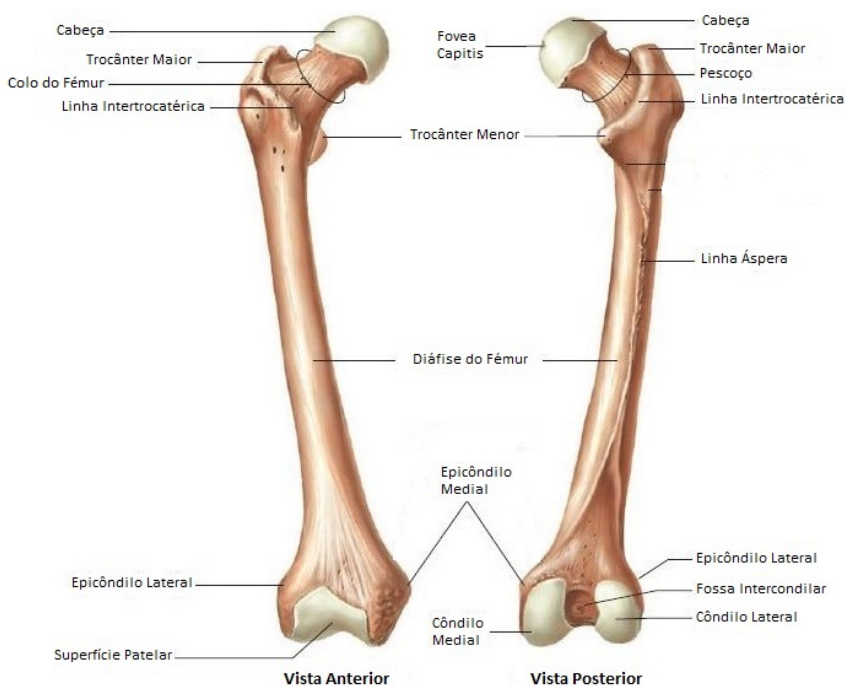


Fig. 2.2: Anatomia do fémur direito, adaptado de [13].

Na parte superior, uma das derivações é constituída pela cabeça e colo e a outra, forma o trocânter maior. A cabeça do fémur tem uma forma arredondada e possui sulcos que possibilitam a inserção de músculos da perna. É pela cabeça do fémur que é concretizada a ligação ao acetábulo do osso coxal através de um ligamento que se estende desde o acetábulo até à *fovea capitis*. Abaixo da cabeça há uma zona de estreitamento denominada de colo do fémur [11, 12]. Com o aumento da idade esta zona tende a ficar menos densa tornando-se uma das partes do fémur mais passíveis de fraturas. O trocânter maior é um ponto de inserção de vários músculos, particularmente os do glúteo, que forma a proeminência mais larga dos quadris. Na parte imediatamente inferior à extremidade superior, mais ou menos a meio, existe uma pequena projeção para trás que constitui o trocânter menor. Este é o ponto de inserção dos principais músculos que formam a parte posterior da perna. Os trocânteres encontram-se ligados por uma camada espessa de osso intitulada de crista intertrocanteriana [12, 13].

Por último, a parte inferior do fémur ramifica-se em epicôndilos, os pontos mais largos do osso. Estes dão origem aos respetivos côndilos (medial e lateral) que são superfícies lisas arredondadas que se ligam ao joelho separadas por um sulco nomeado de fossa intercondilar. Na face anterior do fémur, existe ainda uma depressão suave chamada superfície patelar, e no lado posterior há uma zona plana ou ligeiramente

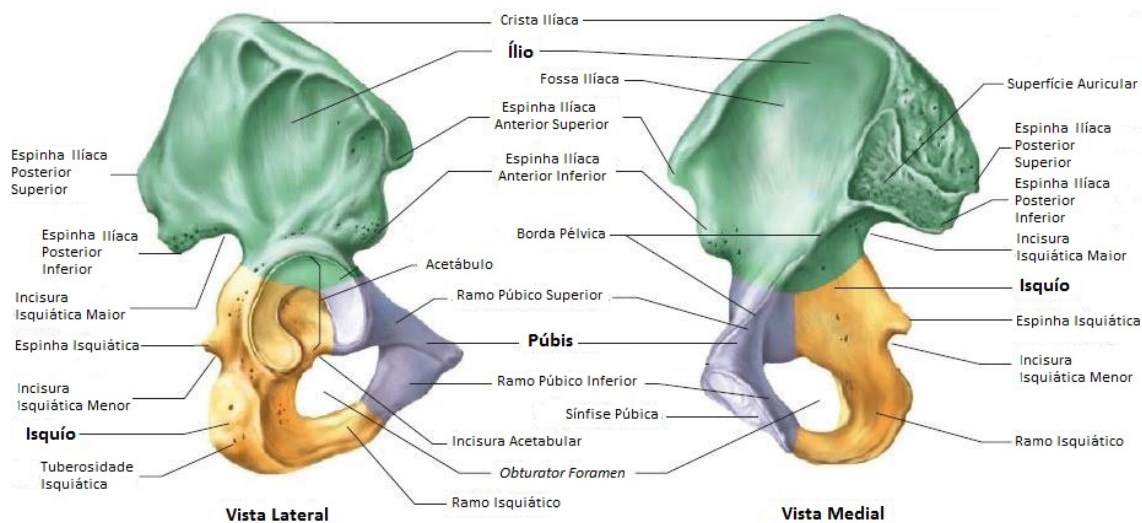


Fig. 2.3: Anatomia do osso coxal, adaptado de [13].

deprimida, a superfície poplíteia [13, 14].

2.1.2 Osso Coxal

O osso coxal, também conhecido por *hip bone* e *innominate*, é um osso achatado de fisionomia irregular. Localiza-se a meio do corpo e forma as paredes laterais e anteriores da cavidade pélvica. Cada osso coxal é composto por três partes distintas: ílio, ísquio e púbis que se juntam no acetábulo (ver figura 2.3) [11, 12]. O acetábulo é uma fossa situada na superfície lateral de cada osso coxal.

O ílio ostenta uma forma em leque e constitui o maior dos três elementos do osso coxal. A crista ilíaca pode ser sentida em cada lado do corpo um pouco abaixo da linha da cintura. Esta estende-se desde a espinha antero-superior à espinha postero-superior [11, 14]. As espinhas antero-superiores de cada osso coxal formam saliências anteriores visíveis em pessoas magras e as espinhas postero-superiores são muitas vezes assinaladas por ondulações acima das nádegas. A cada espinha superior corresponde também uma inferior: espinha postero-inferior e espinha antero-inferior. As espinhas anteriores são pontos de inserção para músculos anteriores da coxa. Já as espinhas posteriores são locais de inserção para ligamentos de fixação do osso da coxa até ao sacro. O ílio possui ainda a incisura isquiática maior onde passa o nervo ciático e uma superfície auricular que se junta ao sacro para fazer a articulação sacro-ilíaca [12, 13].

Por outro lado, o ísquio tem um formato em V e constitui a parte posterior

inferior do osso coxal [11]. Esta parte do osso coxal tem uma proeminência que se destaca, a espinha isquiática. Imediatamente abaixo da espinha isquiática existe um pequeno recuo, a incisura isquiática menor por onde passam nervos e vasos sanguíneos. Posteriormente surge a tuberosidade isquiática com uma superfície áspera. É nesta superfície do osso coxal que estamos apoiados quando nos encontramos sentados [12]. A tuberosidade isquiática, tal como as espinhas ilíacas posteriores, é um local de inserção para ligamentos de fixação do osso da coxa até ao sacro [13, 14].

A púbis é a parte do osso coxal que forma a zona frontal da pélvis. Esta tem um ramo superior, um ramo inferior e um corpo triangular. Ao juntar-se com o ísquio forma um grande buraco denominado de *obturator foramen*. Em vida, o *obturator foramen* está completamente fechado por uma membrana de tecido conjuntivo e apesar do seu tamanho apenas pequenos vasos sanguíneos e nervos passam através do mesmo [12, 13].

Os ossos coxais articulam-se um com o outro na parte anterior onde os ossos púbicos são unidos pela sínfise púbica. Na parte posterior, os ossos coxais não se encontram diretamente mas juntam-se ao sacro para formar a articulação sacro-ilíaca. Desta maneira, o conjunto dos dois ossos coxais de um esqueleto com o sacro forma a estrutura óssea da pélvis. Esta estrutura sustém o peso do corpo a partir da coluna vertebral e protege os órgãos inferiores (como a bexiga e os órgãos reprodutivos). O osso coxal é o osso do esqueleto humano onde a anatomia mais difere entre géneros. Por exemplo, a pélvis masculina é mais pesada e mais espessa enquanto a feminina é mais larga e adaptada para as necessidades da gravidez e do parto [12].

2.2 Identificação Forense por Ossadas

A identificação humana tem-se revelado uma área de suma importância não só por questões legais mas também humanitárias e éticas. Desta forma, muitos estudos têm sido realizados e conseqüentemente uma panóplia de técnicas têm sido propostas para chegar à identificação de restos esqueletizados. A expansão da área combinada com a rápida melhoria da tecnologia tem também proporcionado um aperfeiçoamento dos métodos já existentes. De entre todas as técnicas existentes a escolha vai depender do grau de precisão que a identificação necessita, dos custos, do tempo e dos equipamentos necessários, bem como das qualificações requeridas ao examinador.

2.2.1 Idade

Relativamente à estimativa da idade à morte, tem sido evidenciado que é normalmente mais precisa em indivíduos em fase de crescimento [10]. Isto acontece porque nesta fase podem ser utilizados marcadores de desenvolvimento cruzados com métodos métricos para fazer a classificação. Já em adultos, os métodos métricos apenas podem ser cruzados com a degeneração evidenciada pelos ossos, que não constitui um parâmetro tão objetivo como os marcadores de desenvolvimento [5]. Um resumo dos métodos que têm surgido para estimação da idade pode ser consultado em artigos de revisão como [15, 16].

Um dos marcadores de desenvolvimento mais evidente é a dentição. Nesta área é incontornável o trabalho de Logan e Kronfeld [17] e de Schour e Massler [18] que realizaram os primeiros estudos que permitiram associar fases de desenvolvimento de cada dente a determinados intervalos de idade. Depois de começarem a surgir estudos deste tipo, imensos métodos foram sendo sugeridos para estimar a idade através dos dentes. Por exemplo, em 1993, Lamendin et al. [19] propuseram um método para determinação da idade em adultos com base em dentes de raiz única. Para utilizar este método basta analisar alguns parâmetros dos dentes (regressão gengival, transparência e altura da raiz) sem ser necessária formação prévia ou equipamento especial. Em 2001, Kagerer e Grupe desenvolveram um método que relaciona também as linhas de cemento dental com a idade [20]. Com o avanço das tecnologias, verificou-se que os métodos propostos nesta área começaram a ser apoiados pela radiologia [21, 22].

Além do estudo da dentição, também a análise de outros ossos pode ser mencionada como referência para a estimativa da idade. Com o aumento dos anos de vida, as superfícies ósseas vão sofrendo degeneração o que modifica a morfologia das mesmas. Através do exame de critérios de senescência, podem-se associar as mudanças da morfologia dos ossos a faixas etárias. Assim, alguns dos estudos que têm sido levados a cabo baseiam-se em medições padronizadas do osso coxal [23, 24]. No entanto, relativamente a este osso, a superfície auricular tem sido alvo de estudo particular, pois é muitas vezes uma das partes do osso coxal mais bem preservada. Buckberry e Chamberlain [25], em 2002, fizeram uma revisão de um método de pontuação visual de cinco critérios de pontuação da superfície auricular (organização transversal, textura, microporosidade, macroporosidade e mudanças apicais) através do qual conseguiram encontrar correlações entre a pontuação atribuída e as faixas etárias a estimar. No seguimento dos métodos de pontuação visual, em

2009, Rouge-Maillart et al. [26] efetuaram um estudo idêntico que tinha como alvo também a superfície auricular mas onde as pontuações foram atribuídas de forma diferente. Neste estudo, conseguiu-se com uma confiabilidade de 80%, categorizar os indivíduos por faixas etárias. Em 2012, Hens e Belcastro [27] aplicaram o método revisto por Buckberry e Chamberlain a uma coleção de ossos italianos. Uma das conclusões mais importantes deste trabalho foi que num dos critérios não se verifica variação significativa. Este facto evidenciou que para classificar a população italiana este método de pontuação pode não ser o mais adequado. O estudo das alterações morfológicas da sínfise púbica também tem apresentado bons resultados e está a despertar interesse de métodos métricos [24] e de pontuação visual [28, 29, 30, 31]. O acetábulo [26] e até a crista ilíaca [32] são outros exemplos de partes do osso coxal que também têm sido alvo de análises para estimativa da idade.

Para além do osso coxal, também a clavícula [33], o fémur [34] e o sacro [35] têm despertado interesse na comunidade científica no estudo da idade à morte.

2.2.2 Sexo

No que concerne à diagnose sexual de um indivíduo, os estudos realizados também se baseiam muito no osso coxal, por apresentar diferenças associadas à reprodução, e no crânio, pois a sua morfologia evidencia várias diferenças consoante o sexo. Estes são os dois ossos do corpo humano que apresentam maior dimorfismo sexual.

No caso do osso coxal, os estudos de medidas e índices que permitam a definição do sexo começaram a aparecer há bastante tempo. Um dos primeiros estudos onde foram propostas algumas medições foi o de Derry em 1923 [36]. Essas medições serviram de base a outros estudos onde mais parâmetros métricos foram sugeridos [37, 38, 39]. Uma vez que as diferentes partes do osso coxal não estão fundidas em todas as faixas etárias, várias investigações foram-se focando no crescimento do ílio [23] e da púbis [24] para perceber até que ponto as suas medidas podiam ser correlacionadas com o sexo em diferentes fases da vida. Nestes estudos foram retiradas algumas conclusões interessantes que demonstraram dimorfismo sexual mais evidente em determinadas medições e em algumas faixas etárias. Por exemplo, concluí-se que o diâmetro vertical do acetábulo é uma variável muito interessante para a determinação sexual [23]. No entanto, alguns estudos mais abrangentes também foram implementados. Em 2012, Kanabur [40] realizou um estudo que englobava a análise métrica de todo o bordo anterior do osso.

O crânio também é um osso sobre o qual recaem muitos estudos para fins de

determinação do sexo de um indivíduo. Em 2013, por exemplo, Edwards et al. [41] tentaram encontrar uma relação entre as medidas do *foramen magnum* do crânio e a discriminação do sexo através de imagens CT. Com este estudo conclui-se que efetivamente estas medidas exibem diferenças entre os sexos e que podem ser utilizadas para classificação sexual. No mesmo ano, Kanchan [42] realizou um estudo sobre a utilidade do "triângulo" mastoide para o mesmo fim. Também a cavidade endocranial foi alvo de estudo recente. Isaza et al. [43] publicaram um estudo no qual através de imagens TC foram realizadas algumas medidas. Este estudo baseou-se na população de Medellín na Colômbia e permitiu deduzir fórmulas de classificação que apresentaram resultados corretos em mais de 70% dos casos.

Apesar das zonas do corpo mais estudadas para determinação do sexo serem o osso coxal e o crânio, outras alternativas têm sido abordadas. Artigos publicados recentemente mencionam ossos longos [44, 45, 46, 47], ossos das mãos e dos pés [48, 49], esterno [50], úmero [51], clavícula e escápula [52, 53, 54]. Dos estudos referidos anteriormente, um dos mais interessante é o de Kim [47] que através de medidas dos côndilos mediais e laterais do fêmur defende um método confiável para a determinação do sexo de um indivíduo. Estudos baseados em fragmentos de um osso são bastante pertinentes, pois em muitos casos reais apenas existem fracções de ossos. No caso da escápula, o estudo desenvolvido em 2010 por Dabbs [52] é também particularmente interessante pois estudou a aquisição de 23 medidas de forma independente e chegou à conclusão que a combinação de 5 delas é bastante preditiva do sexo. Outro estudo a destacar é o de Rodriguez [49], em 2014, que baseando-se em ossos do metatarso efetuou um estudo sobre a população portuguesa e obteve fórmulas não só para estimativa do sexo mas também da estatura.

2.2.3 Ancestralidade

Relativamente à ancestralidade ou afinidade populacional não é muito mencionada na literatura, uma vez que é a característica menos confiável de estimar devido ao crescente cruzamento de populações que se tem vindo a verificar. Na pesquisa efetuada para esta Tese, esta característica não foi muito aprofundada, contudo pode-se referir que o crânio e os dentes são apontados como ossos de interesse para definir este parâmetro de identificação [55].

2.2.4 Estatura

No que diz respeito à estatura, no caso do esqueleto estar completo, esta pode ser obtida através de medição direta. Todavia, é necessário ter em conta que a medida obtida através de medição direta pode variar um pouco da estatura real devido à falta de tecido entre as vértebras. Se o esqueleto não estiver completo, uma forma de estimar a estatura do indivíduo é comparar medições de ossos longos com valores tabelados [10]. Em 1985, Lundy [56] concluiu que os ossos longos mais precisos para determinação da estatura são o fémur e a tíbia.

O primeiro estudo que utilizava fórmulas de regressão para a estimativa da estatura através de ossos longos já tinha sido sugerido em 1952 [57]. Muitos outros estudos foram aparecendo nos anos seguintes. Para este objetivo, normalmente os ossos longos do membro inferior (fémur, tíbia e fíbula) são os preferidos em detrimento dos do membro superior (úmero, rádio e cúbito) [10, 58, 59, 60]. Um estudo interessante foi realizado em Portugal e testado em população portuguesa em 2000 [58]. Mendonça mediu o comprimento de fémures e úmeros de 200 indivíduos portugueses (100 mulheres e 100 homens) e aplicou regressões lineares para determinar uma fórmula que permite obter a estatura de indivíduo a partir do comprimento dos ossos. Com 14 anos passados o mais provável é que as fórmulas possam já estar parcialmente desajustadas, uma vez que a morfologia das populações altera-se com os fatores ambientais (fenómeno denominado de tendência secular). No entanto, este estudo tem o mérito de ter sido pioneiro e de ter servido de base a outros estudos do mesmo género com ossos da população contemporânea.

Além dos ossos longos, também outros ossos têm surgido como possíveis fontes de dados acerca da estatura. Já foram tomadas medidas de referência do crânio [61], sacro [62] e até das vértebras [63]. Todavia, uma vez que um dos problemas com que os antropologistas muitas vezes se deparam é a fragmentação, alguns estudos têm surgido neste âmbito. Estes relatam um método indireto de estimativa da estatura utilizando uma abordagem em dois passos. Numa primeira etapa estima-se o comprimento do osso longo através de um fragmento e posteriormente, através desse comprimento obtido é calculada a estatura. Esse cálculo pode ser realizado substituindo o comprimento em equações apropriadas. Esta metodologia foi mencionada em 1958 por Trotter e Gleser [64]. Em 2007, por exemplo, Chibba e Bidmos [65] estudaram a possibilidade de usar fragmentos da tíbia para estimativa da estatura. Com este estudo, os investigadores encontraram algumas correlações entre as medidas calculadas e a estatura. Contudo, concluíram que quando a ossada está intacta

os resultados são melhores, mas na presença exclusiva de fragmentos, o método indireto poderá ser aplicado com um grau de exatidão razoável. Este estudo foi corroborado em 2009 por Bidmos [66] que comparou o método indireto ao método direto.

É de salientar que os estudos mencionados não só demonstram a utilidade dos ossos na identificação forense mas também que há uma variação nas fórmulas que são utilizadas para o cálculo dos parâmetros em diferentes partes do mundo. Por exemplo, para a o povo coreano [67], índico [68, 60], polonês [59] e japonês [69] foram calculadas diferentes fórmulas para a estimativa da estatura.

Até agora foram mencionados os principais ossos utilizados para determinar as características mais importantes para cada parâmetro do perfil biológico. No entanto, é necessário também perceber que tipo de abordagens são utilizadas pelos autores citados para chegar à identificação forense. Na tabela 2.3 encontra-se uma síntese dos autores mencionados nesta secção e dos ossos que estudaram para determinar os parâmetros de identificação forense. Refere-se ainda nesta tabela a modalidade que utilizaram para esse fim.

Ao analisar a tabela 2.3 pode ser concluído que para a análise do osso coxal ainda existe um grande conjunto de métodos que utilizam critérios de pontuação visual. No entanto, para os restantes ossos a maioria dos métodos mencionados baseiam-se em medições manuais sendo estes os métodos tradicionais de extração de características das ossadas. Esta última metodologia aparece em maior número que os métodos de pontuação visuais, o que pode ser atribuído ao facto da classificação visual depender muito do treino e experiência do perito e portanto ser muito mais subjetiva. Desta forma, a introdução de métodos métricos veio proporcionar simplicidade e precisão. Uma conclusão interessante que se consegue retirar também da tabela referida é que a partir do ano de 2000 começaram a surgir métodos métricos baseados em técnicas de imagiologia médica.

2.3 Medições Forenses

2.3.1 Métodos Tradicionais

O método tradicional de extração de características de ossadas é o manual e como pode ser comprovado através da tabela 2.3 ainda é bastante utilizado. Este método baseia-se na extração de medidas requeridas a cada ossada através de equipamentos metrológicos. Esses equipamentos variam consoante o tipo de ossos em análise.

Tab. 2.3: Síntese dos principais estudos que foram citados para estudar os parâmetros relativos à identificação forense.

Autor (Ano) [Ref.]	Osso	Parâmetro	Modalidade
H. Lamendin et al. (1993) [19]	Dentes	Idade	Manual
P. Kagerer and G. Grupe (2001) [20]	Dentes	Idade	Microscopia
R. B. Bassed and A. J. Hill (2011) [21]	Dentes	Idade	TC
M. M. Khorate et al. (2014) [22]	Dentes	Idade	Raio-X
C. Rissech and A. Malgosa (2005) [23]	Osso Coxal	Idade/Sexo	Manual
C. Rissech and A. Malgosa (2007) [24]	Osso Coxal	Idade/Sexo	Manual
J. Buckberry and A. Chamberlain (2002) [25]	Osso Coxal	Idade	Visual
C. Rouge-Maillart et al. (2009) [26]	Osso Coxal	Idade	Visual
S. M. Hens and M. G. Belcastro (2012) [27]	Osso Coxal	Idade	Visual
A. Sinha and V. Gupta (1995) [28]	Osso Coxal	Idade	Visual
X. Chen et al. (2008) [29]	Osso Coxal	Idade	Visual
X. Chen et al. (2011) [30]	Osso Coxal	Idade	Visual
R. Martins et al. (2012) [31]	Osso Coxal	Idade	Visual
R. F. Castillo et al. (2012) [32]	Osso Coxal	Idade	Visual
E. Hillewig et al. (2011) [33]	Clavícula	Idade	RM
H. M. Karakas and A. Harma (2008) [34]	Fêmur	Idade	TC
L. Ríos et al. (2008) [35]	Sacro	Idade	Visual
D. E. Derry (1923) [36]	Osso Coxal	Sexo/Ancestralidade	Manual
S. L. Washburn (1948) [37]	Osso Coxal	Sexo	Manual
S. Singh and B. R. Potturi (1978) [38]	Osso Coxal	Sexo	Manual
M. Patriquin and M. Steyn (2005) [39]	Osso Coxal	Sexo	Manual
V. Kanabur (2012) [40]	Osso Coxal	Sexo	Manual
K. Edwards (2013) [41]	Crânio	Sexo	TC
T. Kanchan et al. (2013) [42]	Crânio	Sexo	Manual
J. Isaza et al. (2014) [43]	Crânio	Sexo	TC
D. Charisi et al. (2011) [44]	Úmero, Rádio e Ulna	Sexo	Manual
M. S. Robinson et al. (2011) [45]	Fêmur e Tíbia	Sexo	Manual
R. Srivastava et al. (2012) [46]	Fêmur	Sexo	Manual
D. I. Kim, (2013) [47]	Fêmur	Sexo	TC
D. Morsi and A. Hawary (2013) [48]	Metacarpo e Falanges	Sexo	Raio-X
S. Rodriguez et al. (2014) [49]	Metatarso	Sexo/Estatura	TC
R. Bongiovanni and M. K. Spradley (2012) [50]	Esterno	Sexo	Manual
M. S. Robinson and M. A. Bidmos (2009) [51]	Crânio e Úmero	Sexo	Manual
G. R. Dabbs and P. H. Moore-Jansen (2010) [52]	Escápula	Sexo	Manual
V. A. Papaioannou et al. (2012) [53]	Escápula e Clavícula	Sexo	Manual
M. Kralik et al. (2014) [54]	Clavícula	Sexo	Manual
J. Blumenfeld (2000) [55]	Crânio e Mandíbula	Ancestralidade	Visual
M. Trotter and G. Gleser (1952) [57]	Ossos Longos	Estatura	Manual
M. D. Mendonça (2000) [58]	Fêmur e Úmero	Estatura	Manual
R. Hauser et al. (2005) [59]	Fêmur	Estatura	Manual
P. P. Mukhopadhyay et al. (2010) [60]	Fêmur	Estatura	Manual
K. Krishan (2008) [61]	Crânio	Estatura	Manual
M. Pininski and D. Brits (2014) [62]	Sacro	Estatura	Manual
K. Chibba and M. Bidmos (2007) [65]	Tíbia	Estatura	Manual
B. Choi et al. (1997) [67]	Ossos Longos	Estatura	Manual
N. K. Mohanty (1998) [68]	Tíbia	Estatura	Manual
I. Hasegawa et al. (2009) [69]	Fêmur, Tíbia e Úmero	Estatura	Raio-X



Fig. 2.4: Tábua osteométrica.

Nesse sentido, podem ser enumerados, por exemplo, para ossos longos: a tábua osteométrica para medir o comprimento através da adaptação da parte móvel ao osso (ver figura 2.4), e as fitas métricas para medir o perímetro de zonas circulares. Para outros tipos de ossos são utilizados por exemplo: o compasso de espessura (*spreading caliper*) que serve para medir a distância entre dois pontos, a craveira (*sliding caliper*) para medir comprimentos mais pequenos e o compasso de coordenadas (*coordinate caliper*) que mede a profundidade ou elevação entre dois pontos. Os últimos equipamentos enumerados podem ser visualizados na figura 2.5. O compasso de coordenadas é uma variante da craveira que contém uma haste medial para efetuar a medição em profundidade ou em relevo. Qualquer um dos equipamentos mencionados pode ser analógico ou digital e ter diferentes graus de precisão.

2.3.2 Aplicação Computacional *Fordisc*

O *Fordisc - Personal Computer Forensic Discriminant Functions*¹ é um programa computacional interativo que classifica restos esqueléticos de adultos com base em medições antropométricas padrão obtidas manualmente. Até à data é o único programa comercial que é utilizado para identificação forense. Este *software* foi construído a partir da base de dados americana: *Forensic Anthropology Data Bank*² (FDB).

Esta BD foi criada em 1986 com o objetivo de ter um conjunto de esqueletos contemporâneos documentados (cerca de 3400 casos no momento) de forma a fornecer uma base sólida às pesquisas realizadas no âmbito da identificação forense a partir

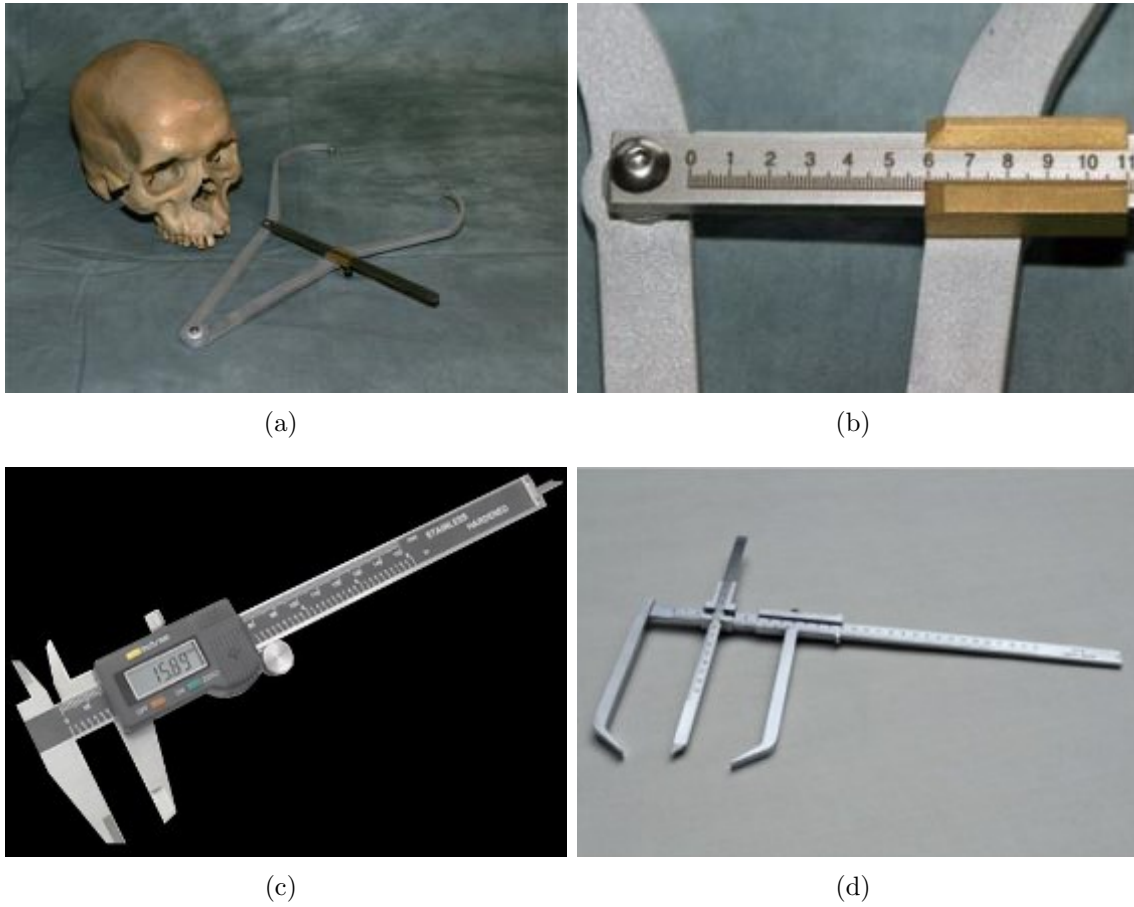


Fig. 2.5: Instrumentos utilizados em medições forenses: (a) compasso de espessura, (b) pormenor do compasso de espessura, (c) craveira e (d) compasso de coordenadas.

de restos esqueléticos. As informações nela presentes incluem: local de nascimento, antecedentes clínicos, estatura, peso e até algumas métricas craniais, entre outros dados. A FDB está constantemente a crescer permitindo acompanhar a evolução da população à medida que esta vai ocorrendo. Todavia, este programa tem a sua aplicação limitada pelo facto de ser baseada nas características da população dos EUA e de se fundamentar num número reduzido de medidas para cada osso.

Ao verificar o desfasamento que existia entre os métodos utilizados e a tecnologia atual, o desenvolvimento desta Tese teve como propósito a criação de métodos que permitam construir um programa equivalente ao *Fordisc* ajustado à população portuguesa contemporânea. Contudo, os métodos que se pretendem desenvolver são mais audaciosos adquirindo mais medidas que as utilizadas pelo *Fordisc* e dispensando a utilização de equipamentos clássicos de medição.

2.3.3 Medidas Padrão

Na realização de identificação forense através de ossadas são utilizados atualmente, e julga-se cada vez mais no futuro, métodos métricos em detrimento dos de análise visual. Foi nesse sentido que esta pesquisa foi desenvolvida e portanto foram tomadas como referência as medições forenses já existentes para se iniciar a exploração das características dos ossos. Neste trabalho, as medidas tomadas como referência foram as utilizadas pelo *software* americano *Fordisc* pois foi a única aplicação encontrada no mercado com um fim idêntico ao que se pretende com este estudo. Desta forma, decidiu-se tomar como referência as medidas do *Fordisc* para futuras comparações de resultados. Na tabela 2.4 são apresentadas as medidas padrão utilizadas para o fémur e na tabela 2.5 encontram-se as referentes ao osso coxal. Nas figuras 2.6 e 2.7 são apresentadas as mesmas medidas visualmente.

¹ <http://fac.utk.edu/fordisc.html>.

² <http://fac.utk.edu/databank.html>.

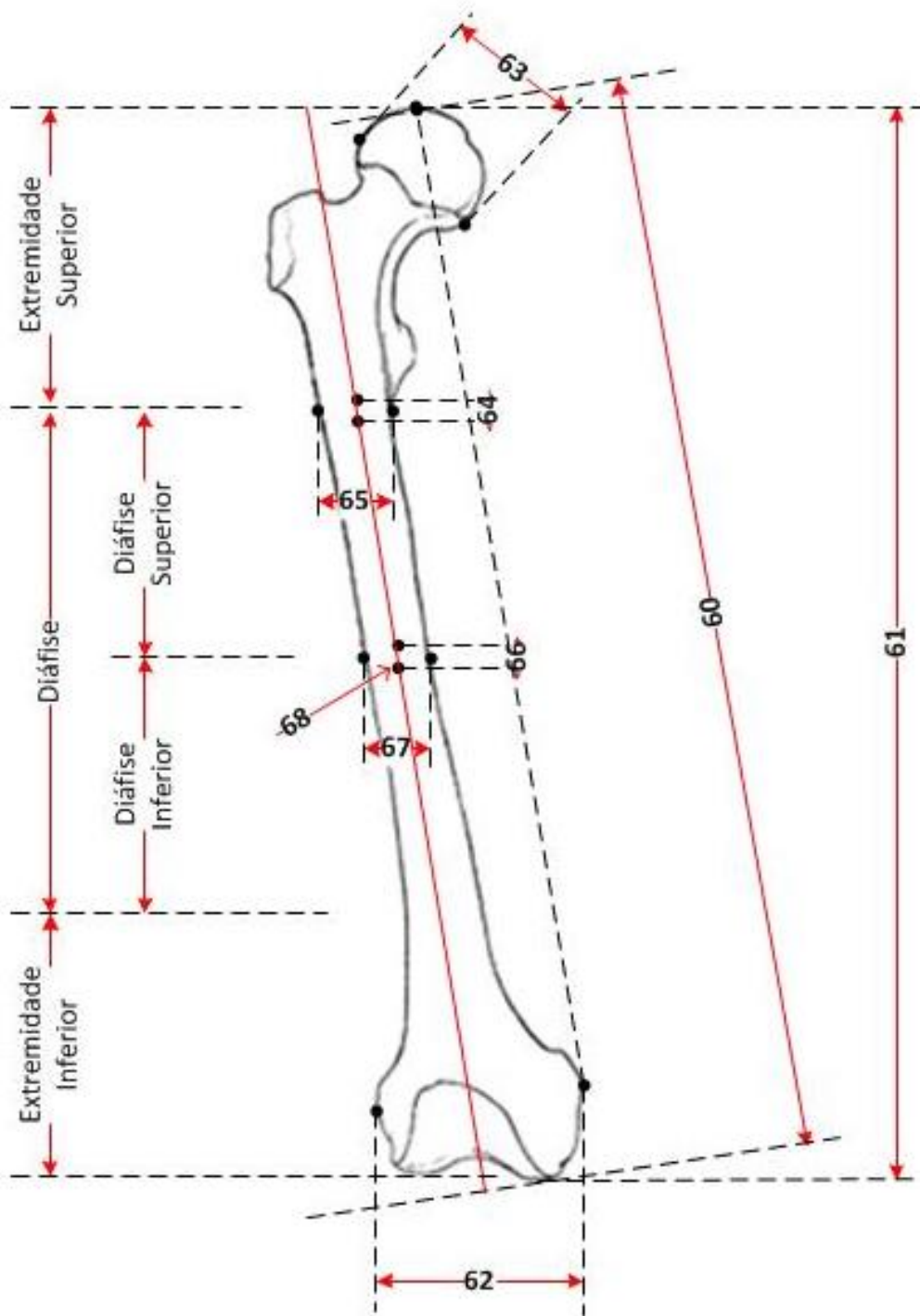


Fig. 2.6: Medidas forenses padrão para o fêmur.

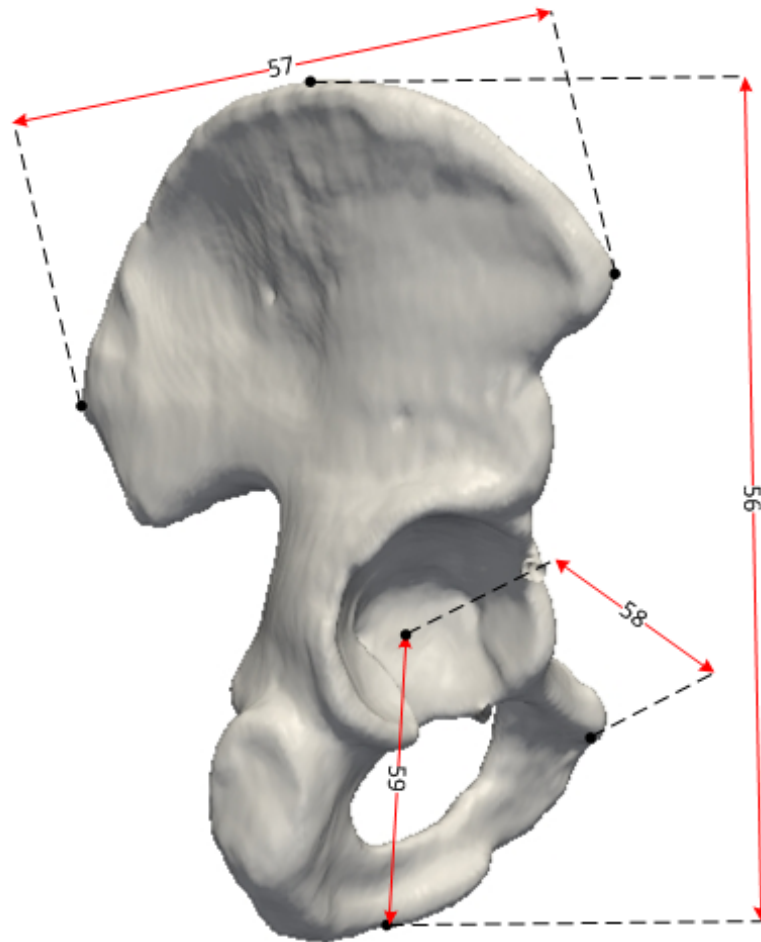


Fig. 2.7: Medidas forenses padrão para o osso coxal.

Tab. 2.4: Medidas forenses padrão para o fêmur representadas na figura 2.6 e definidas no apêndice B.

Etiqueta	Designação
M60	Comprimento Máximo
M61	Comprimento Bicondilar
M62	Largura Epicondilar
M63	Diâmetro Máximo da Cabeça
M64	Diâmetro AP do Subtrôcanter
M65	Diâmetro Transversal do Subtrôcanter
M66	Diâmetro AP da Diáfise
M67	Diâmetro Transversal da Diáfise
M68	Circunferência da Diáfise

Tab. 2.5: Medidas forenses padrão para o osso coxal representadas na figura 2.7 e definidas no apêndice C.

Etiqueta	Designação
M56	Altura
M57	Largura Ilíaca
M58	Comprimento da Púbis
M59	Comprimento do Isquíio

Recolha e Registo de Evidências

Para concretizar esta investigação foi necessário ter acesso a evidências do tipo ossadas. No entanto, para além de reunir as evidências foi também preciso refletir sob a forma como se iria guardar a informação acerca de cada ossada. Tendo em conta, que o projeto propõe a utilização de técnicas de processamento e visualização de imagem foi ainda fundamental ponderar a logística relacionada com a aquisição das imagens. Neste capítulo as etapas que antecederam o estudo das ossadas propriamente dito são todas devidamente esclarecidas (ver figura 3.1).

3.1 Recolha de Evidências

Para que toda esta pesquisa fosse possível, o INMLCF, I. P. colecionou ossadas para fins de investigação que foram cedidas para este estudo. Numa fase inicial foram disponibilizados várias ossadas de um mesmo esqueleto (esqueleto 1): dois ossos coxais, dois úmeros, dois fémures e um crânio sem mandíbula. Posteriormente, foram cedidas mais ossadas pertencentes a um outro esqueleto (esqueleto 2): uma mandíbula, um úmero direito, um osso coxal direito, um fémur direito, uma tíbia direita, uma fíbula direita e um crânio dividido em duas partes.

Ao receber as evidências, a primeira preocupação que surgiu foi como fazer o armazenamento de todos os dados acerca das mesmas. Deste modo, de forma a resolver esta questão foi implementada uma base de dados (BD).

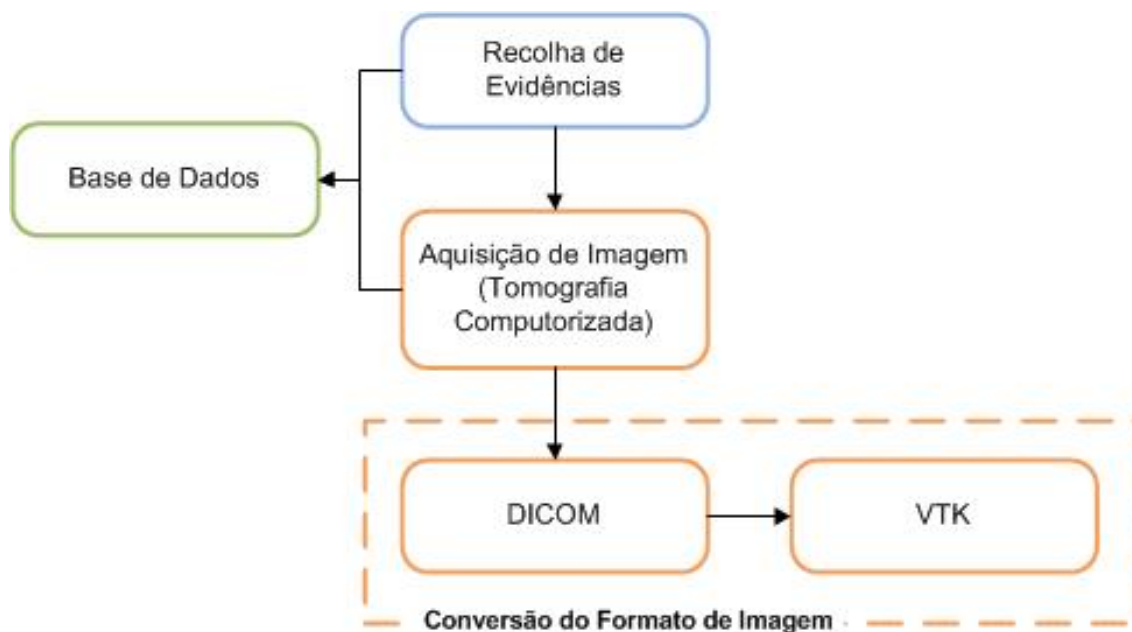


Fig. 3.1: Etapas da obtenção de evidências: recolha de evidências, registo das mesma na BD e a aquisição de imagem TC no hospital. A fase do hospital inclui também a conversão do formato de imagem DICOM para VTK.

3.2 Base de Dados

Com a finalidade de guardar todos os dados acerca das evidências reunidas, assim como dos estudos imagiológicos que foram realizados, foi construída uma base de dados (BD) *MySQL* através do *software MySQL Workbench* (ver apêndice A). Além de melhorar a gestão da informação, com esta BD pretendeu-se também assegurar a estruturação da mesma num suporte acessível pelo computador de maneira a satisfazer simultaneamente vários utilizadores.

A BD proposta foi também pensada de forma a englobar vários ramos da medicina forense e constituir uma ferramenta genérica com módulos específicos para cada uma dessas áreas. Isto posto, a BD foi dividida em vários módulos: um módulo base (comum a todas as áreas) e nos restantes módulos específicos de cada ramo forense. A implementação desta BD genérica tem como intuito a construção futura de um sistema computacional capaz de fazer a gestão de todas estas áreas.

3.2.1 Módulo *Base*

A parte genérica da BD é constituída por tabelas relacionadas com os utilizadores do sistema e com aspetos genéricos dos módulos. Através deste módulo *Base* é possível

Tab. 3.1: Exemplos de registos da tabela *study*. Os registos constantes na tabela são mencionados a título de exemplo, não correspondendo a estudos reais.

study_id	EvidenceType	EvidenceID	BodyPart	Modality	Protocol	StudyStatus	updated
1	remains	2	evidence	CT	0.625 mm	requested	null
2	remains	3	evidence	CT	1.25 mm	requested	null
3	remains	1	evidence	CT	2.5 mm	requested	null
4	remains	2	evidence	CT	5 mm	requested	null
5	ossada	1	evidence	CT	roi	requested	null

definir os utilizadores da aplicação e guardar os dados dos mesmos. As permissões de cada utilizador dependem do tipo de conta que lhe é atribuído: *admin*, *expert* ou *technic*. Ainda neste módulo são definidos os restantes módulos (áreas forenses) onde o sistema incide: *ballistics* (balística), *bones* (identificação forense), *spectral* (análise de notas e assinaturas) e *facerec* (reconhecimento facial). O módulo a que se refere o presente trabalho é o *BONES*, que tem por objetivo a identificação de restos cadavéricos do tipo ossadas. Para este módulo são definidas quatro tipos de evidências:

- *bone*: osso ou conjunto de ossos do esqueleto humano (evidência abstrata).
- *skeleton*: esqueleto humano, constituído por 206 ossos.
- *remains*: restos cadavéricos do tipo ossadas contendo ossos.
- *ossada*: um osso de um dado esqueleto (evidência concreta).

A modalidade de imagiologia que é utilizada para análise de evidências consta também no módulo *BONES*, bem como o conjunto de protocolos de aquisição que lhe estão associados. Neste módulo está definida a modalidade, Tomografia Computorizada (TC), considerando os protocolos: 0.625 mm, 1.25 mm, 2.5 mm, 5 mm e *roi*. Os primeiros quatro protocolos representam a espessura das *slices* da imagem TC adquirida. O protocolo *roi* é referente a uma sub-região retangular de interesse (ROI) correspondente a uma ossada contida na imagem já adquirida.

Para interligar todas as informações foi criada uma tabela *study* que vai guardar todos os dados de um estudo imagiológico, de uma dada evidência, com uma dada modalidade, segundo um determinado protocolo de aquisição. Na tabela 3.1 estão alguns exemplos de possíveis estudos referentes ao módulo *BONES*.

Na tabela *study* existe um campo que representa o estado do estudo, denominado de *StudyStatus*. Este campo pode tomar os seguintes valores:

- *requested*: estudo pedido pelo *expert*.
- *uploaded*: estudo que estava requerido e que foi executado e inserido para aprovação pelo *technic*.
- *rejected*: estudo inserido que foi rejeitado pelo *expert*.
- *available*: estudo inserido que foi aceite pelo *expert*.

Depois de implementado o módulo *Base* da BD, foi implementada uma estrutura de pastas para que a informação fosse guardada em disco da mesma forma para todos os módulos. Definiu-se que toda a informação do sistema computacional deveria constar numa pasta *FORENSIC* e que dentro dessa pasta deveriam de existir mais duas pastas: *database* e a pasta do módulo, que neste caso é a pasta *BONES*. Dentro do diretório *FORENSIC\database* estão todos os ficheiros *.sql* de instalação da base de dados e, por outro lado, no diretório *FORENSIC\BONES* estão todos os estudos imagiológicos, algoritmos, executáveis e resultados associados a este módulo. Seguidamente encontra-se resumida a estrutura de pastas que foi definida:

- FORENSIC
 - database
 - BONES
 - * input: estudos imagiológicos (imagens).
 - * src: código fonte.
 - * bin: executáveis.
 - * output: resultados.

Ter uma estrutura de pastas bem definida é importante para que quando se realizam pesquisas à BD e se executa um dado algoritmo, seja possível construir os diretórios de *input* e *output* facilmente. Assim, torna-se praticável a aplicação automática dos algoritmos de processamento de imagem e análise de malhas a uma série de imagens.

3.2.2 Módulo *BONES*

O módulo *BONES* em particular possui cinco tabelas (ver figura 3.2): *race*, *skeleton*, *ossada*, *bone* e *remains*. A tabela *race* serve para guardar a denominação e as observações necessárias acerca das ancestralidades que poderão ser distinguidas através

Tab. 3.2: Excerto dos registos da tabela *bones*, representada na figura 3.2.

bone_id	Frame	Segment	Part	Side	Name	Label	Tipo
5	Axial	SKULL	CRANIUM	L	PARIETAL(L)	PAR_L	Flat
17	Axial	SKULL	FACIAL	L	PALATE(L)	PAL_L	Irregular
75	Appendicular	UPPER	SHOULDER	L	CLAVICLE(L)	CLAV_L	Long
144	Appendicular	LOWER	LEG	R	PATELLA(R)	PAT_R	Short

de identificação forense. Por sua vez, cada ancestralidade deverá estar associada a esqueletos que na BD são definidos através da tabela *skeleton*. Esta tabela guarda toda a informação ligada à identificação forense acerca de um esqueleto: sexo, idade à morte, estatura e a ancestralidade. Nesta tabela existem também outros campos como a *ExtReference*, que representa o código identificativo do esqueleto na instituição de origem (neste caso o INMLCF, I. P.), e *PositiveID* que define se o esqueleto está identificado positivamente ou não. A tabela *ossada* é a tabela onde são inseridos os dados de cada evidência. A esta tabela estão associadas as chaves estrangeiras *skeleton_id*, *bone_id* e *remains_id*. O campo *skeleton_id* é referente à tabela *skeleton* mencionada anteriormente. Se forem inseridas várias ossadas do mesmo esqueleto, é atribuído o mesmo *skeleton_id*. Se não houver nenhuma referência à proveniência das ossadas, é atribuído um *skeleton_id* diferente para cada uma. O campo *bone_id* refere-se à tabela *bones*. Esta tabela guarda toda a informação acerca dos ossos que existem no corpo humano (ver secção 2.1). Para perceber a forma como foi organizada a informação dos ossos na tabela *bones*, pode ser consultada a tabela 3.2 onde podem ser visualizadas algumas linhas da mesma. Por último, o campo *remains_id* que existe na tabela *ossada* refere-se à tabela *remains* que guarda as informações acerca dos varrimentos que são realizados. O *remains_id* vai permitir identificar o varrimento onde se encontra aquela ossada.

Resumidamente, este sistema computacional vai permitir aos utilizadores do tipo *experts* solicitarem estudos imagiológicos a utilizadores *technics*. Ao ser solicitado um estudo, um *remains* é inserido na respetiva tabela com estado *requested*. Depois de um utilizador *technic* executar o estudo e verificar a sua qualidade, faz o *upload* do mesmo. Desta forma, o estado do estudo requisitado passa de *requested* a *uploaded*. Ao fazer esta mudança de estado, o utilizador *expert* é avisado que o *upload* foi realizado e pode fazer o *download* do estudo para o avaliar. No caso da avaliação ser positiva, o estado do estudo passa a *available* e o utilizador *expert* pode repetir o processo mas em vez de pedir um *remains* pede uma *roi*. Ou seja, é pedida apenas a área de interesse para uma ossada que está contida naquele *remains*. Se o estudo

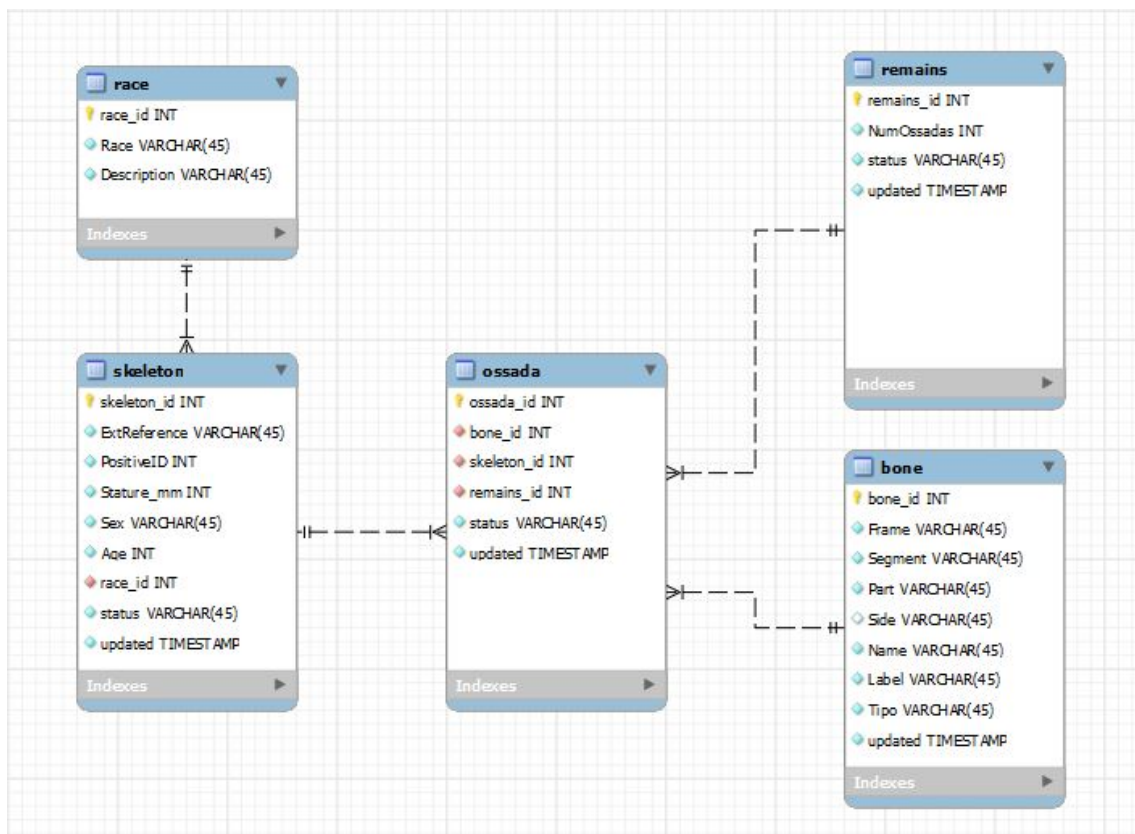


Fig. 3.2: Modelo relacional do módulo *BONES*. Nesta figura podem ser visualizadas as tabelas pertencentes a este módulo e as relações entre as mesmas.

for rejeitado, o estado passa a *rejected* e o utilizador *expert* terá de pedir um novo estudo.

Com a estrutura de pastas definida e a BD tornou-se possível realizar pesquisas e processar várias imagens de uma só vez com um determinado algoritmo. No código abaixo estão alguns exemplos de *queries* que foram aplicadas à BD de forma a criar listas de estudos a processar (*worklists*).

BONES_queries_examples.sql

```
USE forensic;

SELECT COUNT(*) FROM study;

SELECT * FROM bone where Segment='LOWER' and Side='L';

SELECT bone_id FROM bone where Label='FEML';

SELECT ossada_id FROM ossada where bone_id in
(SELECT bone_id FROM bone where Label='FEMLR');

SELECT * FROM bone WHERE bone_id IN (
SELECT bone_id FROM ossada WHERE skeleton_id = '2');

SELECT * FROM study where EvidenceType='ossada' and EvidenceID in
(SELECT ossada_id FROM ossada where bone_id in
(SELECT bone_id FROM bone where Label='FEML'));

SELECT bone_id, skeleton_id, remains_id FROM study AS a
JOIN ossada AS b ON b.ossada_id = a.EvidenceID WHERE (
    EvidenceType = 'ossada'
    AND BodyPart = 'evidence'
    AND Modality = 'CT'
    AND Protocol = 'roi'
    AND (EvidenceID =5 OR EvidenceID = 6)
);
```

As pesquisas à BD e a *pipeline* de algoritmos de processamento de imagem a executar para cada ossada são definidas em diversos *scripts* escritos em linguagem *python*¹ por meio da aplicação Python (x,y). Para ler mais informações acerca deste *software* pode ser consultada a secção A.2 do apêndice A. O *python* foi a linguagem de programação escolhida para este fim devido à sua elevada velocidade de computação e à sua fácil integração com as restantes aplicações que foram utilizadas. Através destes algoritmos é realizada a conexão à BD e são realizadas pesquisas à mesma que permitem a criação de *worklists* e o acesso aos diretórios de *input* e *output*

para cada ossada processada. Assim, foram implementados ciclos que percorrem toda a *worklist*. Dentro desses ciclos são executados os algoritmos implementados pela ordem discriminada. Esta forma de executar a *pipeline* permite automatizar o processo e reduzir o tempo despendido a processar um conjunto de imagens.

Após ter o conjunto de evidências e a BD implementada, foram inseridas nas tabelas todas as informações já conhecidas. Deste modo, foram preenchidas as tabelas *skeleton* e *ossada* do módulo *BONES*. Tendo em conta que as tabelas *race* e *bones* contêm conceitos, apenas fica por preencher a tabela *remains*. Os registos desta tabela são realizados apenas depois da aquisição de imagem TC.

3.3 Tomografia Computorizada

3.3.1 Aquisição de Imagem

A Tomografia Computorizada é uma técnica não invasiva de aquisição de imagem que utiliza raios-X para formar uma imagem que reúne várias projeções transversais do corpo, denominadas de *slices*. A combinação dessas *slices* permite criar imagens 3D mais detalhadas que as imagens dos raios-X convencionais [70]. Estas imagens podem ser aplicadas para diversos fins, tais como: diagnóstico, terapêutica e investigação. Neste trabalho a TC foi aplicada para obter imagens 3D das ossadas colecionadas.

O equipamento de TC possui uma mesa automatizada que move as ossadas em análise através da abertura circular (*gantry*) do mesmo. No interior da *gantry* existe uma fonte de raios-X e detetores que rodam em torno da mesa continuamente. A fonte de raios-X produz um feixe em leque que atravessa as ossadas. Os detetores, colocados no lado oposto à fonte, registam os raios-X em diferentes ângulos para posterior reconstrução de imagem. Dependendo das estruturas que o feixe encontrar pelo caminho, os raios-X são atenuados em graus diferentes [71]. A aquisição de imagens TC das ossadas cedidas pelo INMLCF, I. P. foi realizada com o equipamento de TC da *General Electric, Brightspeed* do Hospital de Pedro Hispano e foram necessários quatro varrimentos:

- Dois ossos coxais, dois úmeros, dois fêmures e um crânio sem mandíbula do primeiro esqueleto.
- Mandíbula do segundo esqueleto.

¹ <https://www.python.org/>.



Fig. 3.3: Posicionamento das ossadas do esqueleto 1 na mesa de TC (a) e realização do exame (b).

- Úmero direito, osso coxal direito, fêmur direito, tíbia direita e fíbula direita do segundo esqueleto.
- Crânio dividido em duas partes do segundo esqueleto.

Na figura 3.3 (b) podem ser visualizadas as ossadas do primeiro varrimento na mesa do equipamento TC alinhadas num suporte sintético. Neste varrimento, com exceção do crânio, todas as ossadas foram colocadas simetricamente ao eixo axial do equipamento, e no caso dos ossos longos foi ainda tomado o cuidado de se encontrarem na posição fisiológica. Relativamente ao segundo esqueleto, optou-se por fazer varrimento em separado para o crânio e outro para a mandíbula. No caso do crânio, isto aconteceu porque está dividido em dois e portanto é uma ossada numa condição diferente das restantes. A separação do varrimento da mandíbula deveu-se ao forte efeito de endurecimento de feixe que este osso provoca.

Para planeamento de uma TC é realizada a aquisição de uma imagem de visão geral, denominada de topograma. O topograma poderá ser obtido de qualquer ângulo mas existem posições padronizadas como por exemplo, a antero-posterior (AP). O topograma do primeiro varrimento realizado encontra-se na figura 3.4. Como pode ser constatado a imagem obtida é bastante idêntica a um raio-X convencional. Através desta visão geral é possível avaliar qual o plano mais adequado para realizar a aquisição das *slices*, a quantidade de *slices* necessárias e a espessura de cada uma [71].

Além dos parâmetros já mencionados, avaliados através do topograma, outros



Fig. 3.4: Topograma do primeiro varrimento realizado (esqueleto 1).

devem também de ser tomados em consideração aquando da realização de uma TC para otimizar a qualidade da imagem. Existem dois parâmetros que são particularmente importantes: a intensidade de corrente e a tensão de pico da fonte de raios-X que é aplicada, pois afetam a resolução espacial e o contraste. A variação destes parâmetros pode aumentar ou diminuir a quantidade de ruído na imagem. Por exemplo, o ruído da imagem depende do número de fótons utilizados para criar os raios-X e está portanto diretamente relacionada com a intensidade de corrente. Quanto maior a intensidade de corrente, menor é o ruído pois mais fótons são gerados. Aumentado a tensão de pico também se diminui o ruído da imagem, uma vez que menos fótons são absorvidos pelas ossadas e mais atingem os elementos do detetor [72].

3.3.2 Imagem Tomográfica

Nas imagens de TC cada elemento de volume (pixel de volume ou voxel) representa um tecido sendo o seu valor representado numa escala de cinzentos. O valor de cinzento de cada voxel depende da atenuação (μ) que as ossadas provocam no feixe de raio-X. Quando o tecido representado atenua pouco, como o ar, o voxel toma um valor mais baixo ficando portanto num tom mais escuro. Quando as estruturas atenuam fortemente o feixe, como os ossos, o voxel fica mais branco, ou seja toma um valor mais elevado [70].

A intensidade de voxel apresentada na imagem TC representa uma média dos efeitos dos tecidos que se encontram no interior do elemento sob o feixe de raio-X. Por

Tab. 3.3: Números TC em HU para diferentes tecidos [70].

Tecido	Unidades de <i>Hounsfield</i> (HU)
Ar	-1000
Gordura	-100
Água	0
Músculo/Tecido Mole	+40
Cálcio	+150
Osso	+150 a +1000

conveniência, a quantificação da atenuação que um elemento de tecido representado na imagem é representado em Unidades de *Hounsfield* (Hounsfield Units, HU). Esta denominação foi atribuída em homenagem ao Engenheiro que propôs estas unidades, Godfrey N. Hounsfield. Hounsfield sugeriu que os valores de atenuação medidos fossem transformados para uma escala adimensional que toma como referência o valor de atenuação da água.

$$Nr\ TC(HU) = \frac{\mu - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} 1000. \quad (3.1)$$

A definição dos números TC que representam cada voxel pode ser expressa pela equação 3.1, sendo possível através deste número ter noção do tecido presente nos voxels [70, 71]. Na tabela 3.3 estão representados números TC característicos para algumas estruturas. É de salientar que o suporte sintético utilizado para alinhar as ossadas tem número TC conhecido de -955 HU. Ao mencionar imagem tomográfica é ainda incontornável referir que, apesar de serem tomados muitos cuidados na sua aquisição, existem artefactos que podem aparecer na reconstrução de imagem. Artefactos são erros que surgem na imagem tomográfica por uma variedade de razões e que diminuem a sua qualidade.

Neste trabalho foi tomado em particular consideração um artefacto: o endurecimento de feixe. O endurecimento de feixe aparece nas imagens onde existem estruturas de grande densidade. Os fótons menos energéticos são atenuados e o feixe fica com menos fótons mas mais energéticos. Este efeito reflete-se em pontos estrelados nas zonas mais densas [70]. Na mandíbula o efeito de endurecimento de feixe é bastante notório, como pode ser comprovado na figura 3.5. Assim, de modo a evitar a degradação da imagem das outras ossadas optou-se por fazer o varrimento desta ossada em separado, como já referido.

No sentido de perceber qual a melhor combinação de parâmetros a utilizar foram testados várias combinações de espessuras de corte, tensões e intensidades de cor-

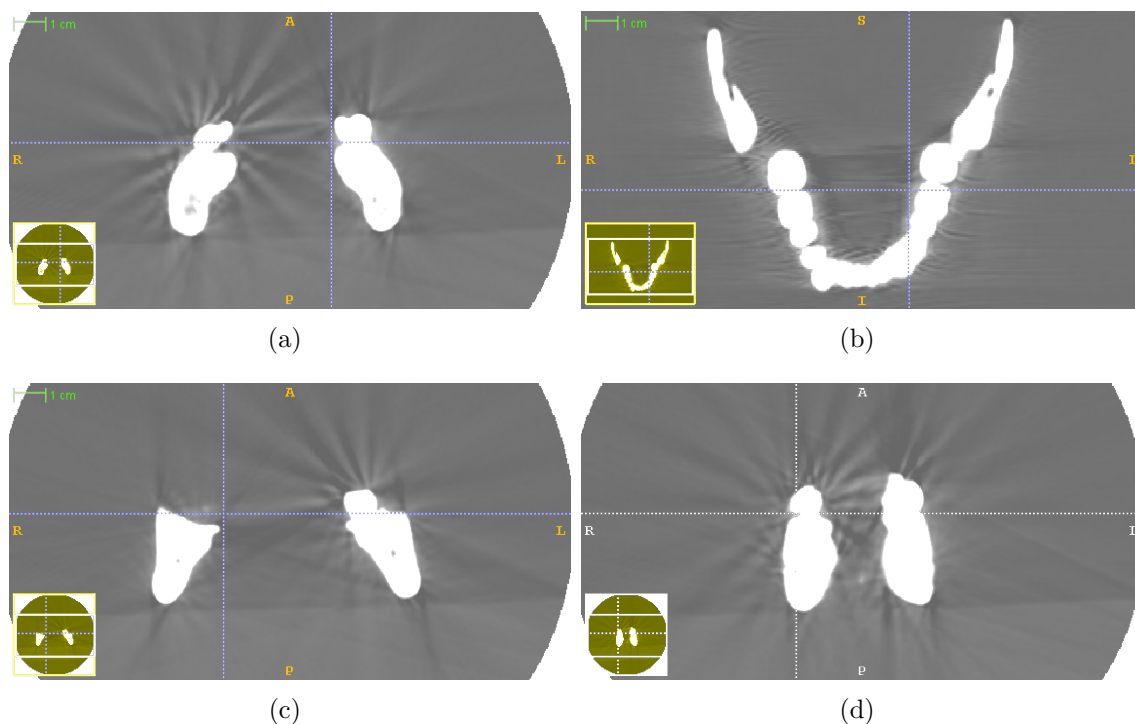


Fig. 3.5: Endurecimento de feixe observado em imagens TC da mandíbula (esqueleto 2).

Tab. 3.4: Registos da tabela *study* para *remains*. Estes registos correspondem aos quatro varrimentos que foram realizados.

study_id	EvidenceType	EvidenceID	BodyPart	Modality	Protocol	StudyStatus	updated
1	remains	1	evidence	CT	2.5 mm	available	2014-03-25
2	remains	2	evidence	CT	0.625 mm	available	2014-03-25
3	remains	3	evidence	CT	1.25 mm	available	2014-03-25
4	remains	4	evidence	CT	0.625 mm	available	2014-03-25

rente no tubo de raio-X. A informação acerca dos parâmetros utilizados na aquisição de imagem podem ser consultados nas *tags* das imagens DICOM. Após ter as imagens adquiridas, e a tabela *study* preenchida (ver tabela 3.4) e o estudo submetido ao sistema, é realizada a conversão do formato de imagem.

3.3.3 Conversão do Formato de Imagem

As imagens TC são fornecidas no formato DICOM², utilizado na transferência e armazenamento de imagens médicas. A *Digital Imaging and Communications in Medicine* foi criada por um comité que juntou a *National Electrical Manufactures Association* (NEMA) e o *American College of Radiology* (ACR). Este formato de

Tab. 3.5: Principais *tags* DICOM dos varrimentos realizados.

<i>Tag</i> (Grupo Elemento)	Atributo	Var. 1	Var. 2	Var. 3	Var. 4
0008 0030	Study Time	231609	224835	224835	224835
0008 0060	Modality	CT	CT	CT	CT
0018 0050	Slice Thickness (mm)	2.5	1.25	2.5	1.25
0018 0060	KVP (kV)	80	120	120	120
0018 1110	Distance Source to Detector (mm)	949.075	949.075	949.075	949.075
0018 1151	X-ray Tube Current (mA)	20	300	250	300

arquivo surgiu da necessidade de criar um padrão universal e fundamental de representação de imagem médica. Todos os dispositivos atuais de aquisição de imagem produzem imagens neste formato e comunicam através de redes DICOM. O DICOM proporciona uma excelente qualidade de imagem (até 65536 tons de cinza), suporta vários parâmetros de aquisição de imagem e diferentes tipos de dados [73]. Um arquivo DICOM é constituído por um *header* e pela imagem propriamente dita. No *header* ficam guardadas as informações associadas à imagem: dados do paciente, características da imagem e parâmetros de aquisição. Os itens guardados são divididos por grupos de similaridade. Dentro dos grupos os dados são organizados por elementos individuais. Deste modo, cada item é numerado com um número único (grupo|elemento). Estes itens são também denominados de *tags*. Na tabela 3.5 são apresentadas as principais *tags* das imagens DICOM provenientes dos varrimentos que foram utilizados para esta investigação [73].

As imagens adquiridas foram convertidas de formato DICOM para VTK, *Visualization Toolkit* [74]. O VTK é uma ferramenta livre orientada para computação gráfica 3D, visualização e processamento de imagem. Esta permite a leitura e escrita de imagens em formatos populares, como o DICOM. No entanto, também oferece o seu próprio formato VTK. Este formato foi criado para oferecer um sistema de representação de dados consistente para uma variedade de conjuntos de dados e para simplificar a comunicação entre os dados e o *software*. Ao converter uma imagem DICOM para VTK perdem-se quase todas as informações que estavam guardadas no *header* da imagem, mantendo-se apenas as informações geométricas. Uma vez que as informações de interesse do *header* DICOM para esta pesquisa são as geométricas, optou-se por realizar esta conversão pois o VTK foi uma das *toolkits* utilizadas para fazer a análise das imagens.

Para visualizar os resultados dos varrimentos já em formato VTK foi aplicado um algoritmo de MIP, *Maximum Intensity Projection*, que reduziu a dimensão da

² <http://dicom.nema.org/>.

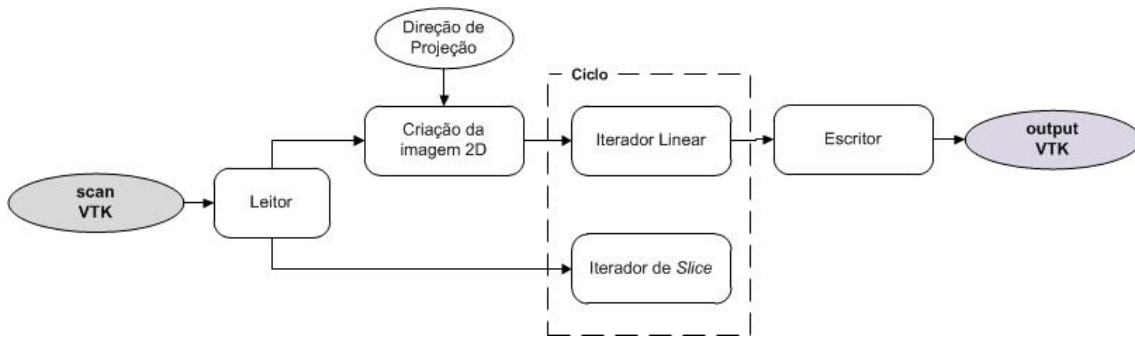


Fig. 3.6: *Pipeline* do algoritmo de MIP utilizado para fazer a visualização dos resultados dos varrimentos já em formato VTK.

Tab. 3.6: Informações geométricas dos varrimentos realizados.

Varrimento	Origem (mm)	Espaçamento (mm)	Tamanho (voxels)
1	(-250.1, -250, -582.5)	(0.976562, 0.976562, 2.5)	(512, 512, 230)
2	(-107.4, -74.5, -115.75)	(0.355469, 0.355465, 0.625)	(512, 512, 217)
3	(-216.8, -219.5, -839)	(0.857422, 0.857422, 1.25)	(512, 512, 643)
4	(-142.3, -125.7, -448)	(0.503906, 0.503906, 0.625)	(512, 512, 705)

imagem de 3D para 2D. A *pipeline* deste algoritmo pode ser visualizada na figura 3.6. Este algoritmo cria inicialmente uma imagem 2D com os valores de pixel todos igual a zero e com as características geométricas das *slices* da imagem na direção que se está a fazer a projeção. Seguidamente são utilizados dois iteradores: um que percorre a imagem *slice* a *slice* e outro que percorre a imagem 2D criada cada vez que uma *slice* é percorrida. Desta forma, ao longo de um ciclo de iterações são comparados os valores de pixel de cada *slice* com os da imagem 2D. Se o valor do pixel da *slice* for maior que o que o valor do pixel correspondente na imagem 2D, o pixel da imagem 2D assume o valor do pixel da *slice*. Caso contrário a imagem 2D mantém-se. O MIP foi utilizado para fazer esta visualização pois é um algoritmo simples que permite exibir uma projeção 2D de uma forma 3D e destacar estruturas muito densas como os ossos.

Na tabela 3.6 estão listadas as informações geométricas de cada um dos varrimentos que podem ser visualizados na figura 3.7. É possível constatar que a diferença de parâmetros utilizados em cada aquisição provocou qualidades de imagem diferentes. As imagens com maior contraste (varrimentos 2 e 4) foram as que tiveram maior corrente no tubo de raio-X (ver tabela 3.5).

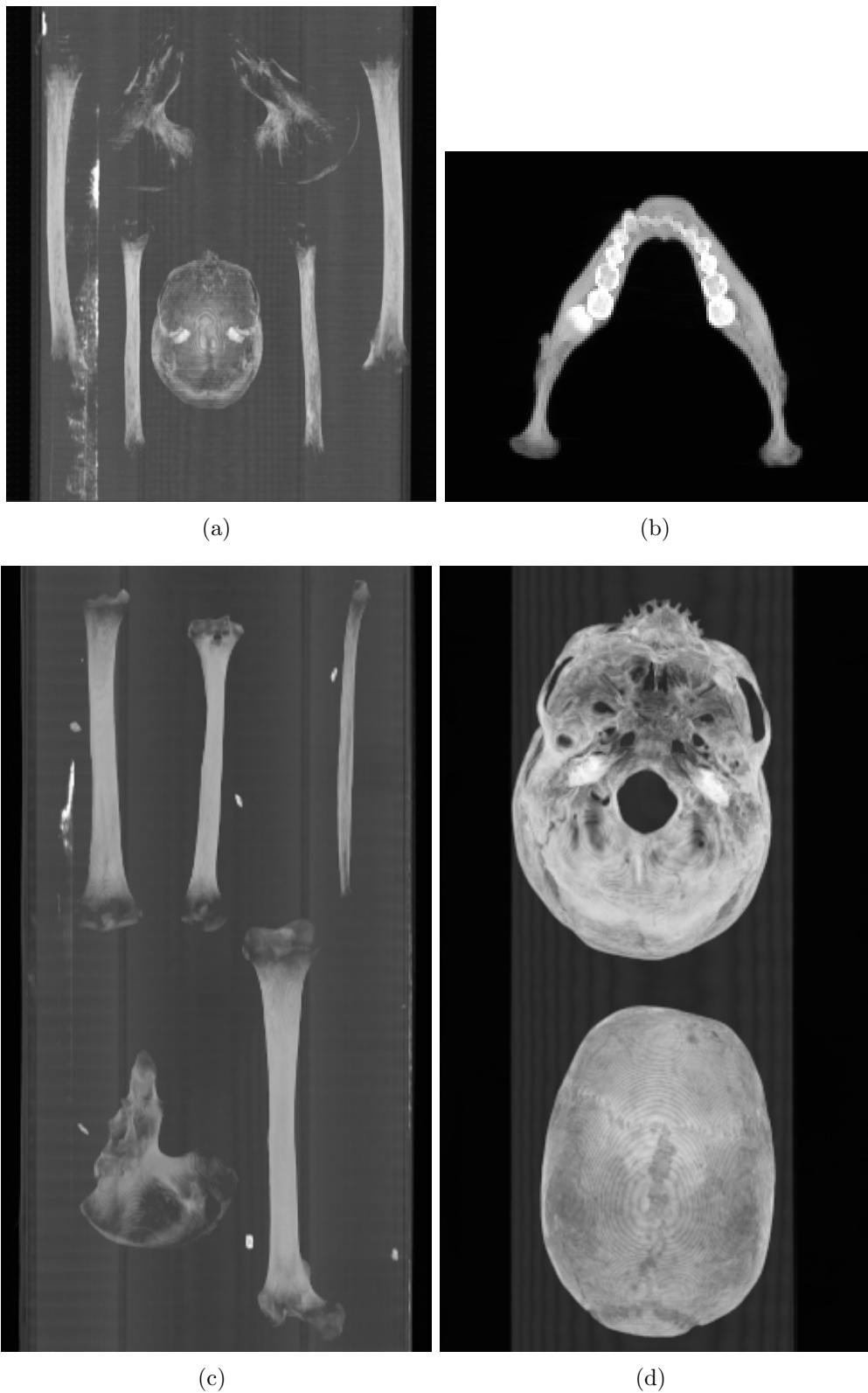


Fig. 3.7: MIP's dos varrimentos realizados: (a) varrimento 1, (b) varrimento 2, (c) varrimento 3 e (d) varrimento 4.

Processamento de Imagem e Reconstrução de Superfícies

Depois de registados os dados de cada ossada e realizada a aquisição de imagem foram aplicados algoritmos de processamento de imagem e visualização. Estes foram implementados em C++ com recurso às bibliotecas do ITK e VTK (ver apêndices A.3 e A.4). As razões que levaram à escolha da linguagem C++ para implementação dos algoritmos foi o facto de ser uma linguagem com bom desempenho e de fácil compreensão que permite tirar partido de todas as funcionalidades do ITK e VTK. Em detrimento, o *python* embora seja mais simples apresenta algumas limitações a nível da utilização de iteradores do ITK (que são utilizados nesta Tese). Por outro lado, a utilização do C++ permitiu reutilizar código já implementado para outros problemas. Neste capítulo é explicado o processo de compilação empregado e são apresentados os algoritmos que foram utilizados assim como algumas considerações acerca dos mesmos. O estudo descrito tem por base o trabalho presente em [75].

4.1 Processo de Compilação

Para implementar todos os algoritmos mencionados seguidamente foram utilizadas, além do ITK e VTK, as ferramentas computacionais *CMake* e *Microsoft Visual C++ Express Edition*. O *CMake* foi utilizado para gerar um projeto de trabalho que foi editado e compilado com o *Microsoft Visual C++ Express Edition*. Para gerar o projeto de trabalho é apenas necessário fornecer ao *CMake* um ficheiro de código e um ficheiro de configuração (*CMakeLists.txt*). Para ter mais informações



Fig. 4.1: *Pipeline* de compilação com as ferramentas computacionais utilizadas.

acerca destes *softwares* podem ser consultadas as secções A.5 e A.6 do apêndice A. Com os executáveis gerados através do processo de compilação é possível a aplicação dos algoritmos. Um resumo do processo de compilação utilizado é encontrado na figura 4.1.

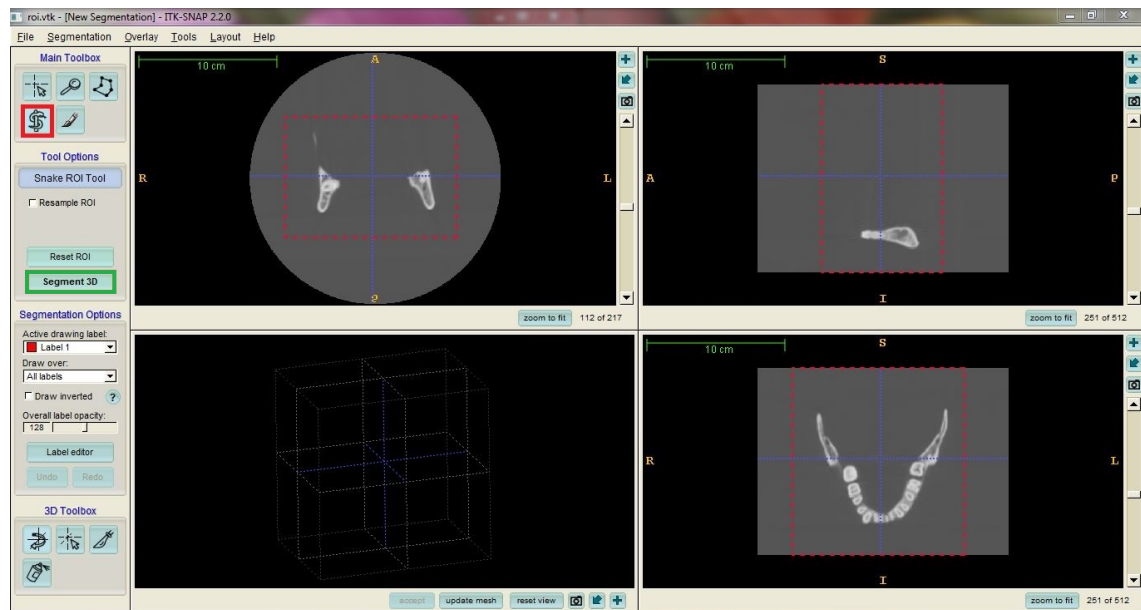
4.2 Pré-processamento

Depois da aquisição das imagens é muitas vezes necessário realizar pré-processamento às mesmas. Neste trabalho, o pré-processamento aplicado consistiu na delimitação e extração manual da região de interesse (ROI). Este passo é importante para diminuir o tempo de processamento e análise das ossadas, e no caso dos varrimentos que têm mais que uma ossada é também importante para se processar e analisar cada ossada individualmente. A delimitação e extração manual foi repetida para cada ossada e no final do pré-processamento cada ROI consistiu numa sub-região retangular da imagem original, onde está contida uma única ossada completa. Para fazer a delimitação e extração das ROI's foi utilizado o *software* livre ITK-SNAP¹. Esta aplicação encontra-se descrita no apêndice A.7. Os passos necessários para delimitação e extração de uma ROI estão explicados na figura 4.2. Neste processo é importante ter em atenção os três cortes ortogonais representados pelo ITK-SNAP de forma a fazer a extração da ROI sem cortar a ossada de interesse. Outro cuidado a ter na delimitação das ROI's consiste em garantir que os cantos da mesma sejam escuros para facilitar o posterior processo de segmentação da ossada.

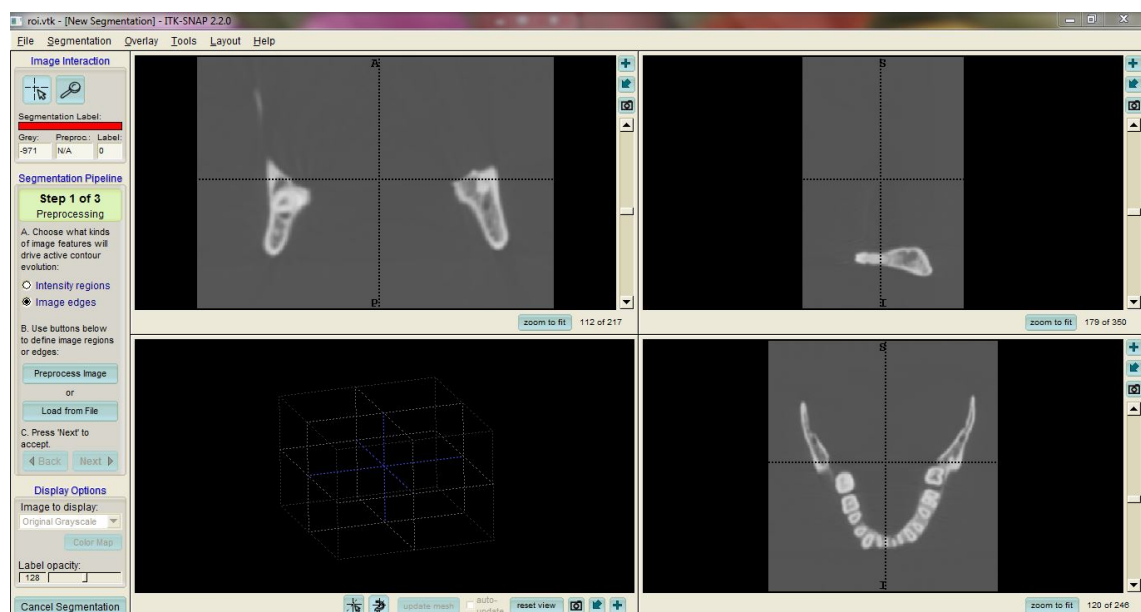
4.3 Processamento de Imagem

A fim de preparar as imagens de TC das ossadas, foi implementado algum processamento de imagem. O processamento realizado dividiu-se em quatro fases: suavização mediana, segmentação, criação de mapa de distâncias e adelgaçamento da máscara

¹ <http://www.itksnap.org/>.



(a)



(b)

Fig. 4.2: Delineação e extração da ROI através do ITK-SNAP: (a) seleção da opção "Snake ROI tool" (a vermelho) do menu *Main Toolbox* e ajustamento da caixa de seleção à região de interesse representada pelo retângulo tracejado, e (b) realização da extração da ROI através da opção "Segment 3D" (a verde) das *Tool Options*. Para selecionar a região de interesse basta ajustar o tamanho do retângulo tracejado com o rato.

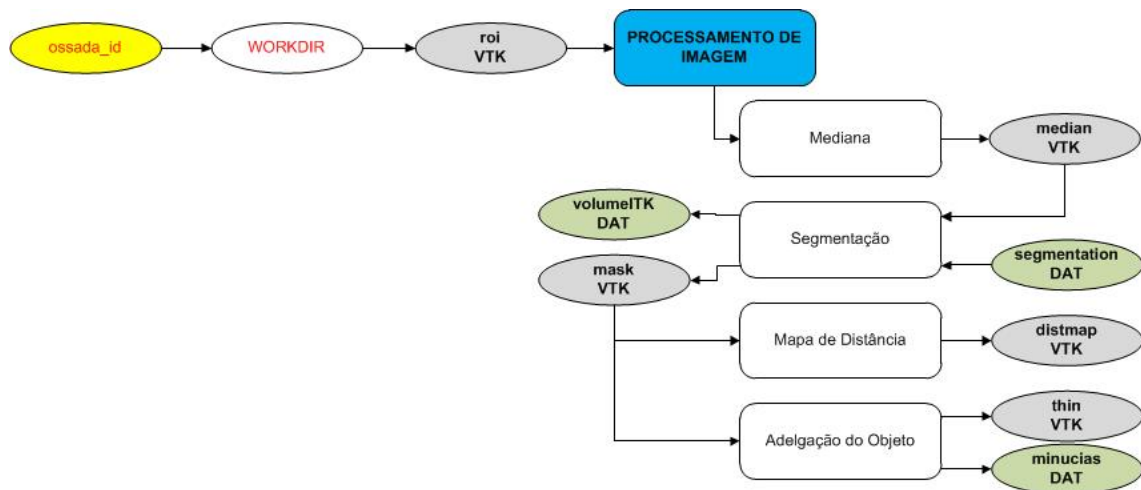


Fig. 4.3: Processamento de imagem implementado.

binária da ossada, como pode ser visto na figura 4.3. Todos estes algoritmos foram implementados com as bibliotecas do ITK².

4.3.1 Suavização da Imagem

Antes de realizar a segmentação das ossadas é aplicada uma suavização para diminuir o ruído. Este passo é muito importante uma vez que alguns dos filtros ITK aplicados posteriormente para segmentação (de crescimento de região e etiquetagem) são bastante sensíveis à existência de ruído. Para fazer a suavização das imagens foram testados dois filtros: *itkSmoothingRecursiveGaussianImageFilter* e *itkMedianImageFilter*.

O primeiro filtro mencionado suaviza a imagem por convolução com um *kernel* gaussiano. Este filtro possui um parâmetro designado por *sigma*, que se refere ao desvio padrão do *kernel* e que controla a sua largura. O resultado será tão mais suave quanto maior o valor de *sigma*. Ajustando este parâmetro consegue-se adaptar os resultados obtidos ao objetivo pretendido [76]. Assim sendo, foram realizados alguns testes para perceber o efeito deste filtro de acordo com a variação do desvio padrão do *kernel*. Os resultados foram visualizados com o auxílio do ITK-SNAP e alguns podem ser observados na figura 4.4.

O segundo filtro testado foi o *itkMedianImageFilter*. O funcionamento deste filtro baseia-se em calcular o valor do pixel de saída como sendo a mediana dos níveis de cinza na vizinhança daquele pixel na imagem de entrada. O número de vizinhos

² <http://www.itk.org/>.

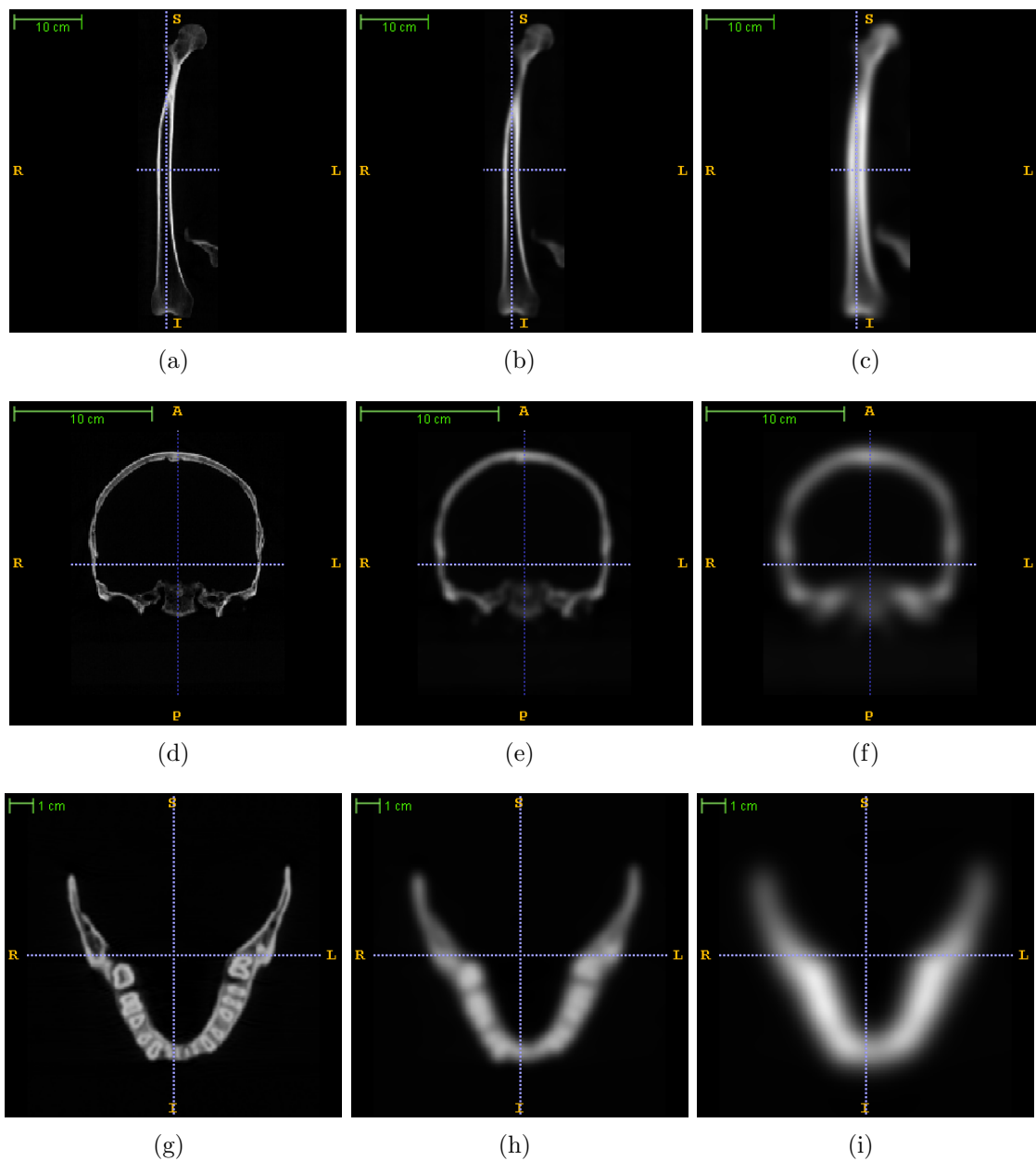


Fig. 4.4: Resultados da suavização gaussiana recursiva para diferentes valores de *sigma*, σ : a ossada 6 (fémur direito) com (a) $\sigma=0.1$ mm, (b) $\sigma=2$ mm e (c) $\sigma=5$ mm, a ossada 7 (crânio sem mandíbula) com (d) $\sigma=0.1$ mm, (e) $\sigma=2$ mm e (f) $\sigma=5$ mm, e ossada 8 (mandíbula) com (g) $\sigma=0.1$ mm, (h) $\sigma=2$ mm e (i) $\sigma=5$ mm. À medida que o desvio padrão do *kernel* aumenta constata-se que a imagem se torna mais esbatida.

que são considerados para calcular a mediana pode ser definido pelo utilizador através do parâmetro *raio*. A aplicação deste filtro é popular por conseguir reduzir significativamente o ruído mas preservar a definição dos contornos dos objetos [76]. A figura 4.5 ilustra o efeito do filtro mediana para diferentes valores de *raio*.

Com esta suavização, tendo em conta os passos seguintes de processamento de imagem, era importante reduzir o ruído mas também manter os contornos das ossadas. Assim, dos dois filtros testados para este fim, foi escolhido o filtro mediana pois, apesar de comparativamente com o gaussiano ser um pouco mais lento, preserva mais corretamente as fronteiras dos objetos. Desta forma, o algoritmo de suavização das ossadas aplica o filtro *itkMedianImageFilter*. A *pipeline* do algoritmo implementado pode ser visualizada na figura 4.6. O valor de *raio* aplicado foi de "1" para todas as direções pois é suficientemente pequeno para que a suavização não se torne demasiado lenta e grande o bastante para que o ruído seja diminuído significativamente.

4.3.2 Segmentação das Ossadas

A segmentação tem como objetivo a obtenção de uma imagem binária para cada uma das ossadas: uma máscara branca, correspondente apenas à ossada em estudo, num fundo preto. Para tal, inicialmente, realiza-se a leitura da imagem através da classe do ITK, *itkImageFileReader*. Seguidamente, uma vez que as ossadas estão degradadas é aplicado um filtro de crescimento de região do ITK, *Connected Threshold*, para garantir que a máscara da ossada se encontra completamente preenchida e não possui zonas ocas. A região segmentada através deste filtro contém todos os pixels que se encontram dentro do intervalo de limiarização binária, definido pelo utilizador, conectados ao pixel semente. Como referido na secção 4.3 é importante que os cantos da ROI sejam escuros, pois o pixel utilizado como semente é o *star pixel* (0,0,0). Ainda foi estudada a hipótese de utilizar o pixel de intensidade mínima como semente, obtido pelo método *GetIndexOfMinimum()* da classe *itkMinimumMaximumImageCalculator*, mas não se tornou viável devido ao forte efeito de endurecimento de feixe presente na imagem da mandíbula (artefacto TC mencionado na secção 3.3).

Neste sentido, foi definido um intervalo de binarização entre $T_L = -32768$ HU (valor mínimo de um pixel) a $T_U = -850$ HU para o esqueleto 1 e -800 HU (T_U) para o esqueleto 2. O valor superior normal para ossos rondaria os 150 HU (valor de HU característico para o Cálcio), no entanto verificou-se que com este não se obtinha um

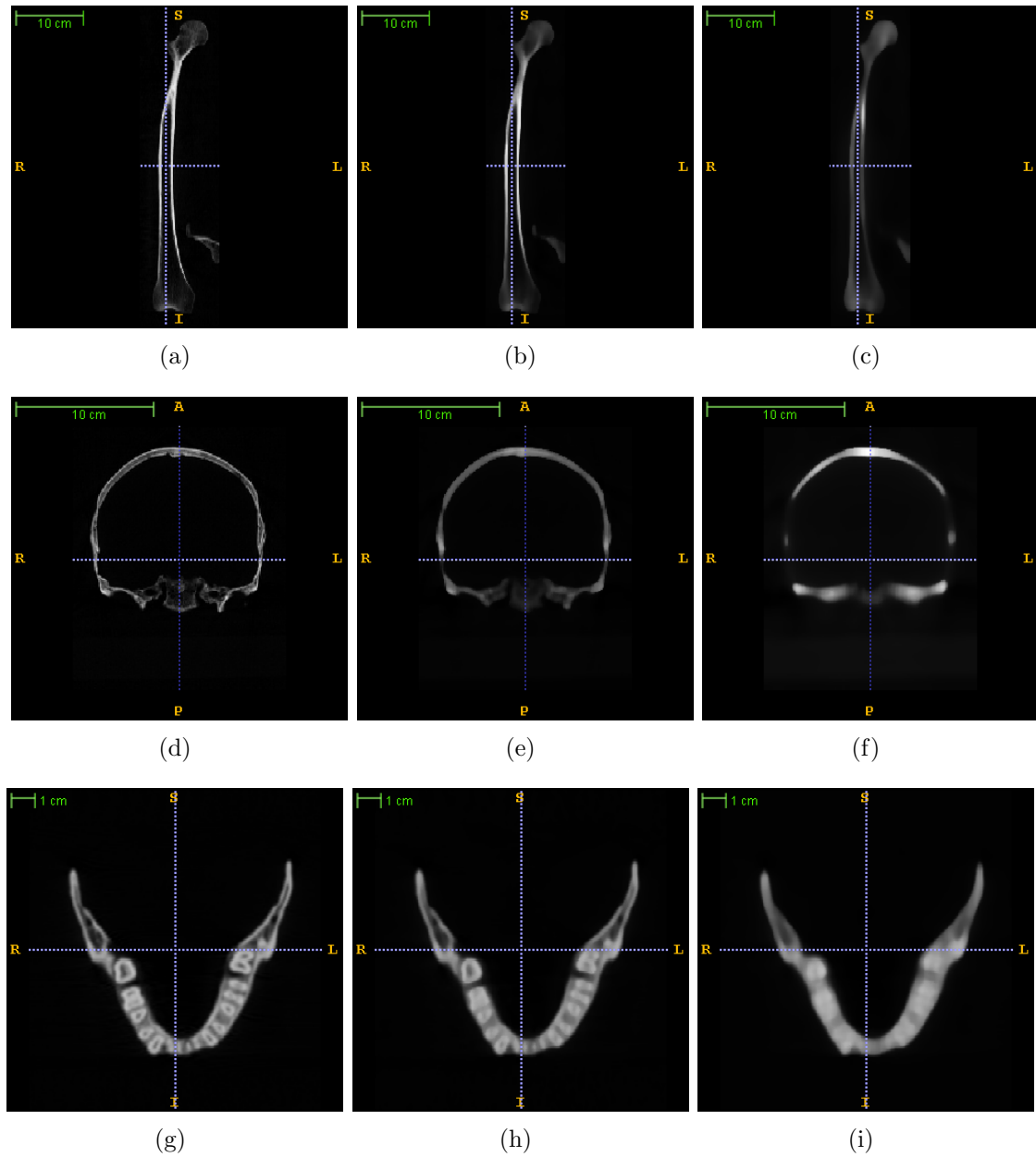


Fig. 4.5: Resultados da suavização mediana para diferentes valores de raio de vizinhança, r : ossada 6 (fémur direito) com (a) $r=0.1$, (b) $r=2$ e (c) $r=5$, ossada 7 (crânio sem mandíbula) com (d) $r=0.1$, (e) $r=2$ e (f) $r=5$, e ossada 8 (mandíbula) com (g) $r=0.1$, (h) $r=2$ e (i) $r=5$. Com o aumento do *raio*, aumentar também a suavização da imagem, as bordas mantêm-se definidas.

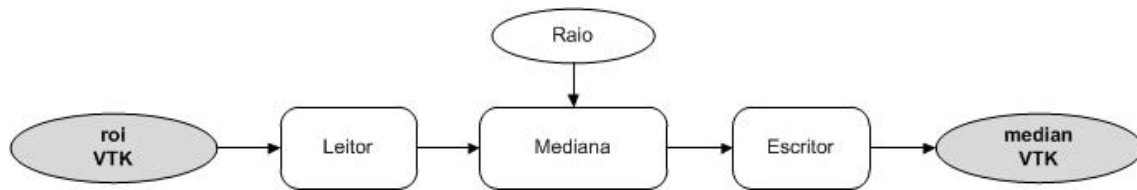


Fig. 4.6: Pipeline do algoritmo de suavização mediana.

bom resultado. Este facto pode ser explicado pelo estado de degradação dos ossos. Assim sendo, através de várias tentativas de binarização com diferentes valores de limite binário, verificou-se que o melhor valor seria -850 HU para o esqueleto 1 e -800 HU para o esqueleto 2. A seleção destes valores foi também apoiada nos histogramas das imagens TC de cada esqueleto (ver figura 4.7) onde se verifica que é a partir destes valores TC que os ossos são separados dos restantes componentes das imagens. A diferença de 50 HU entre os valores que permitem obter melhores resultados para cada esqueleto pode dever-se à variação de parâmetros de aquisição de imagem (ver capítulo 3), mas é principalmente devido aos diferentes estado de degradação dos esqueletos. As ossadas do esqueleto 1 estavam mais degradadas apresentando até pequenas perfurações como pode ser constatado pela figura 4.8. O resultado do algoritmo de crescimento de região apresentado é uma máscara preta em fundo branco, sendo portanto ainda aplicado um filtro de "negação" implementado através da classe *itkNotImageFilter* para obter a imagem que se pretende, uma máscara branca em fundo preto.

Seguidamente, foi efetuada uma etiquetagem e reetiquetagem da imagem com as classes *itkConnectedComponentImageFilter* e *itkRelabelComponentImageFilter*. Este processo consistiu em atribuir etiquetas aos objetos da imagem para isolar a ossada de interesse. Este procedimento é necessário pois devido à posição das ossadas na mesa de TC ao efetuar o recorte manual das ROI em cada imagem podem ficar presentes mais que uma ossada o que é visível na figura 4.10. O filtro *connected component* faz a etiquetagem numérica dos objetos presentes numa imagem binária através da iteração dos pixels por coluna e depois por linha [77]. A reetiquetagem através do filtro *relabel component* é realizada para que as etiquetas associadas aos objetos sejam consecutivas. Por omissão, este filtro ordena as etiquetas com base no tamanho dos objetos: o maior objeto terá a etiqueta número 1 e o menor a etiqueta de valor mais alto. Para fins de comparação é guardado o volume do maior objeto obtido através do método *GetSizeOfObjectsInPhysicalUnits()* num ficheiro *volumeITK.dat*.

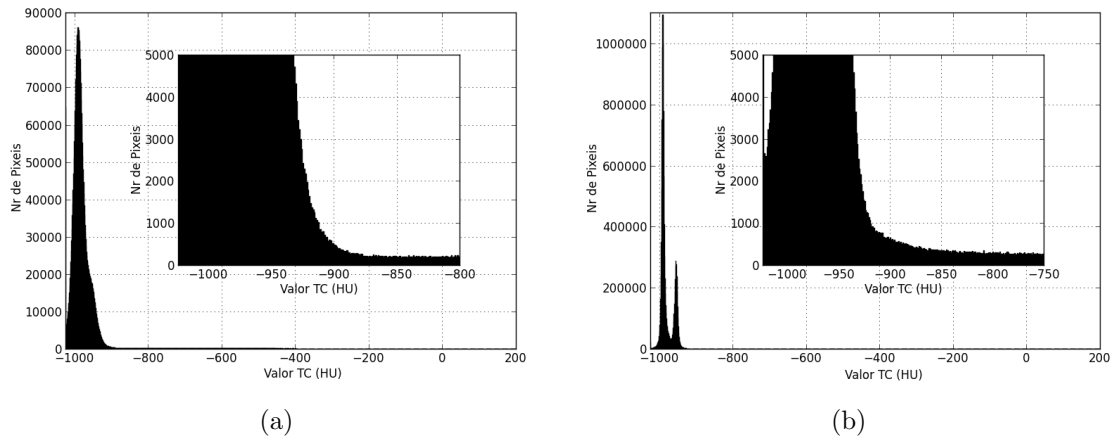


Fig. 4.7: Histogramas das imagens TC: do osso coxal esquerdo do esqueleto 1 (a) e do fêmur direito do esqueleto 2 (b). Foi através da análise dos histogramas das ossadas que se chegou aos valores de *threshold* utilizados na segmentação (-850 HU para o esqueleto 1 e -800 HU para o esqueleto 2).



Fig. 4.8: Ossada de um fêmur do esqueleto 1. O avançado estado de degradação desta ossada pode ser comprovado pelas perfurações visíveis nas extremidades.

Os filtro de etiquetagem e reetiquetagem foram inicialmente testados em imagens não suavizadas mas constatou-se que o número de objetos etiquetados era muito superior do que com a suavização. Por exemplo, para a ossada 6 sem suavização são segmentados 212 objetos e com suavização este número é reduzido a 4. Este facto, como supracitado na secção 4.3.1, corrobora a sensibilidade deste filtros ao ruído e a importância da suavização.

Uma vez que o objeto de interesse é o maior da imagem depois da reetiquetagem assume a etiqueta "1". De forma a isolá-lo faz-se uma limiarização binária de valor mínimo (T_L) e máximo (T_U) de binarização igual a "1" com a classe *itkBinaryThresholdImageFilter*. A segmentação da ossada é finalizada com os filtros: *itkLabelImageToLabelMapFilter* e *itkLabelMapMaskImageFilter*. A sua aplicação tem como objetivo reduzir a imagem apenas ao volume mínimo que contém a ossada, a caixa envolvente (*boundingbox*). A redução de volume da ROI à *boundingbox*, tal como o pré-processamento efetuado, permite diminuir o tempo de compilação dos algoritmos que vão ser aplicados. O filtro que efetivamente faz a redução do tamanho da imagem é o filtro *LabelMapMask*, mas apenas recebe à entrada mapas de etiquetas (*labelmaps*). Desta forma, é necessário aplicar o filtro *itkLabelImageToLabelMapFilter* para efetuar a conversão do tipo de imagem. A diferença entre uma *labelimage* (obtida após a reetiquetagem) e um *labelmap* consiste na forma como a informação é armazenada. Num *label map* em vez de se armazenar o conteúdo da imagem numa matriz de valores de pixels, armazena-se um conjunto de objetos identificados e um valor de fundo. Esta última forma de armazenamento permite uma manipulação mais fácil e eficiente dos objetos da imagem [78].

Depois da conversão do tipo de imagem, é aplicado o segundo filtro referido para "mascarar" a imagem binária proveniente da segmentação segundo o *labelmap* obtido. Para tal, é necessário o utilizador definir alguns parâmetros, nomeadamente: *label* (Lb), *backgroundvalue* (Bv) e *border* (B). A *label* e o *backgroundvalue* correspondem aos valores da imagem binária e por isso são os mesmos valores utilizados na imagem de saída do filtro *itkBinaryThresholdImageFilter*, ou seja, 255 e 0 respetivamente. A *border* corresponde à borda que a *bounding box* vai apresentar e o valor escolhido para este caso foi 5 para que a imagem fique pequena mas apresente uma pequena borda e não prejudique o desempenho do algoritmo de mapa de distância que vai ser aplicado posteriormente.

Todos os passos para a segmentação do osso foram condensados num algoritmo cuja *pipeline* está representada na figura 4.9. Algumas das imagens intermédias podem ser visualizadas na figura 4.10. A fim de automatizar este algoritmo foi criado

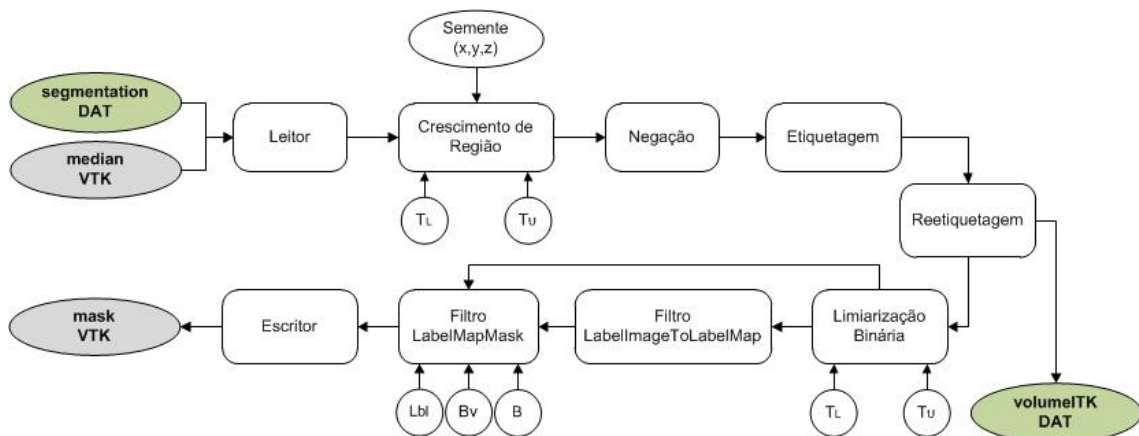


Fig. 4.9: Pipeline do algoritmo de segmentação das ossadas.

um ficheiro com o nome *segmentation.dat* que contém os principais parâmetros para a sua execução: semente, intervalo de limiarização e etiqueta final do objeto a segmentar.

4.3.3 Mapa de Distâncias

Ainda na fase de processamento de imagem foi elaborado um mapa de distâncias da imagem binária para ser utilizado na reconstrução da superfície. Este mapa foi criado com o objetivo de melhorar a qualidade das superfícies das ossadas do primeiro esqueleto. Para construir este mapa de distância é utilizado o filtro *Signed Danielsson Distance Map* do ITK que tem como base o algoritmo desenvolvido por Danielsson em 1980 [79]. Este filtro calcula o mapa de distâncias da imagem de entrada como sendo distâncias euclidianas entre pixels. No interior do objeto as distâncias são consideradas negativas e no exterior são positivas. O cálculo é realizado com base num pixel particular ao objeto mais próximo na vizinhança desse pixel [76]. Na figura 4.11 está representada a *pipeline* deste algoritmo e na figura 4.12 podem ser visualizados alguns dos seus resultados.

4.3.4 Algoritmo de Adelgaçamento

Para finalizar o processamento de imagem é efetuado o adelgaçamento das ossadas com o objetivo de extrair o eixo medial dos ossos longos e detetar pontos característicos da sua estrutura. Os pontos extraídos servirão de base ao cálculo de algumas medidas forenses.

Para realizar a adelgaçamento do objeto é utilizada a implementação do ITK

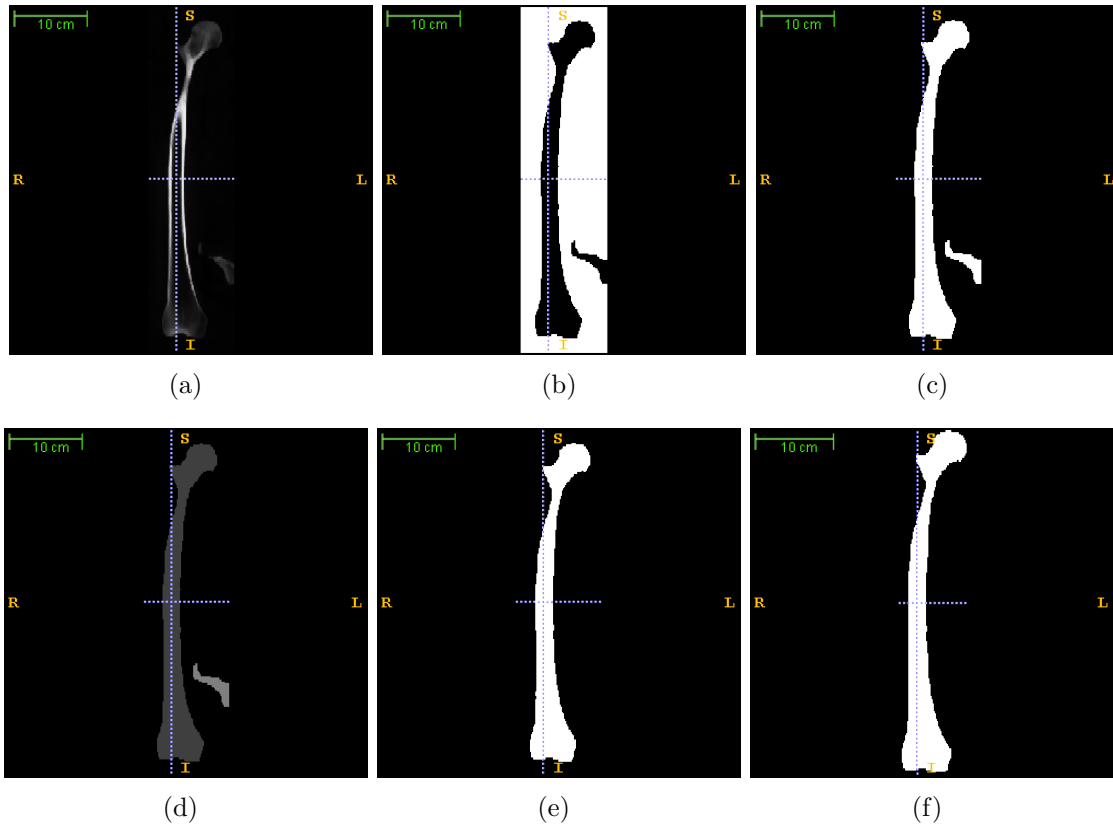


Fig. 4.10: Resultado intermédios do algoritmo de segmentação visualizados através do ITK-SNAP para a ossada 6 (fémur direito): (a) reader, (b) connected threshold, (c) not, (d) relabeller, (e) binarythreshold e (f) mask, imagem de saída.

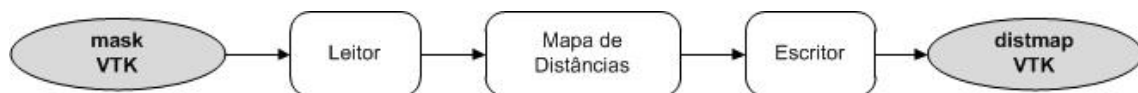


Fig. 4.11: Pipeline do algoritmo de extração do mapa de distâncias.

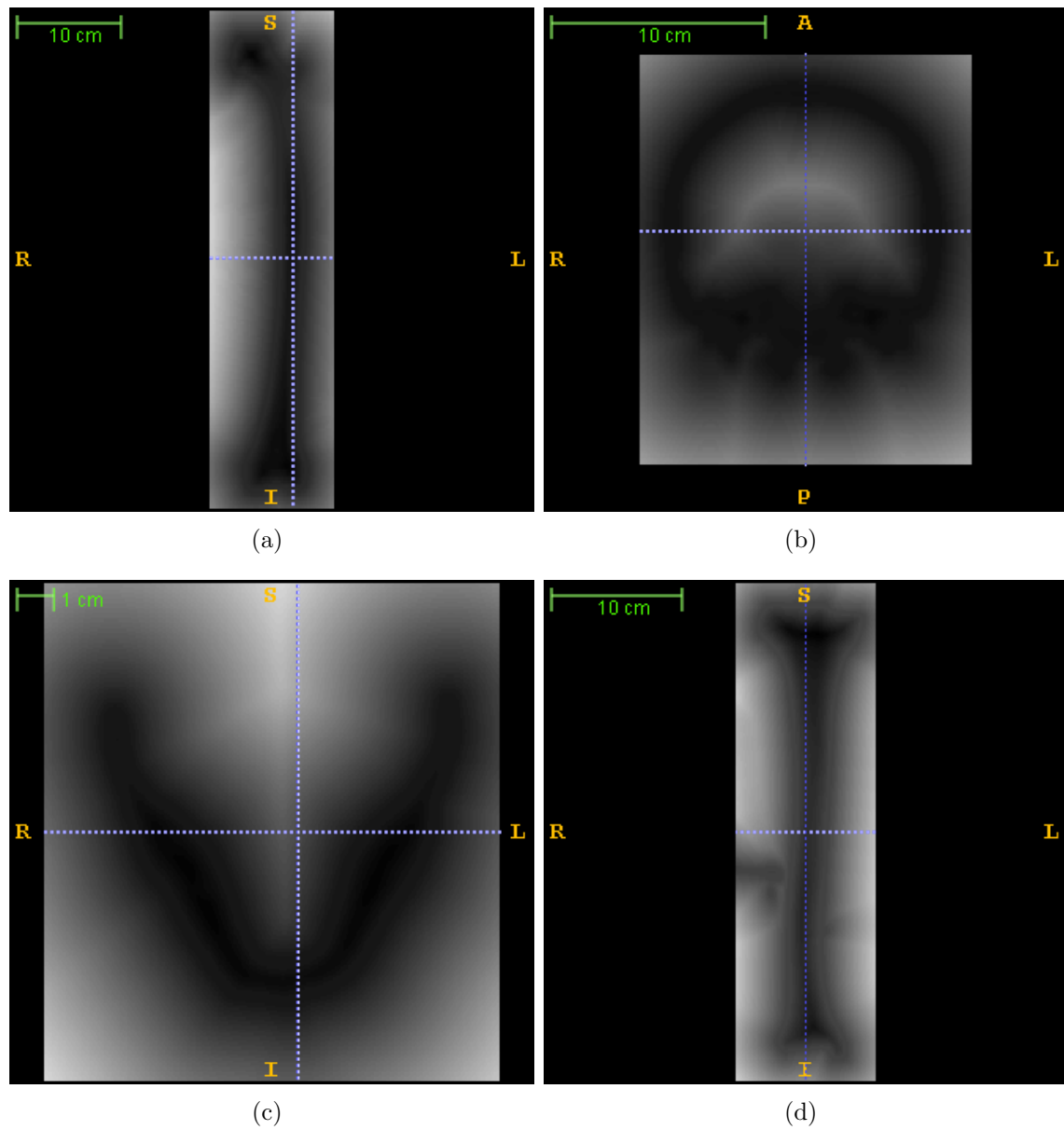


Fig. 4.12: Mapa de distâncias para: (a) ossada 5, fêmur esquerdo, (b) ossada 7, crânio, (c) ossada 8, mandíbula e (d) ossada 12, tíbia direita.



Fig. 4.13: Pipeline do algoritmo de adelgaçamento do objeto.

do filtro *Binary Thinning Image 3D* [80]. Este filtro é baseado no trabalho de Lee [81] e faz a erosão através de iterações sucessivas até obter apenas uma linha que corresponde ao "esqueleto" do objeto adelgado. A erosão tem de ser realizada simetricamente para garantir que a linha final obtida corresponde a uma posição medial e que as interligações do objeto são preservadas.

A imagem de saída do filtro de adelgaçamento é analisada por um iterador de vizinhança implementado através da classe *itkNeighborhoodIterator* [76]. A aplicação deste iterador tem como objetivo a classificação dos pontos do eixo medial obtido como: pontos de terminação, bifurcações e pontos de linha. O código que foi utilizado para implementar a classificação dos pontos através do iterador de vizinhança é apresentado ao lado.

Como se pode ver no código implementado, depois de definir os parâmetros do iterador e três listas de pontos para guardar os mesmos de acordo com a classificação, é implementado um ciclo *for* que vai fazer o iterador percorrer a imagem. Se a posição atual do iterador corresponder a um pixel que faça parte do objeto, é contabilizado o número de pixels vizinhos que também pertencem ao objeto. Para isso, e tendo em conta que o *raio* definido é 1 e que são avaliados 27 pixels em cada iteração, é implementado outro ciclo *for* para percorrer esses 27 pixels. Deste último ciclo surge a variável com o número de pixels que fazem parte do objeto nessa posição do iterador. Para classificar os pontos são utilizadas as condições:

- **Terminação** se número de pixels que fazem parte do objeto for 2.
- **Bifurcação** se número de pixels que fazem parte do objeto for 4.
- **Linha** se número de pixels que fazem parte do objeto for outro valor.

BinaryThinning3D.cxx

```

ImageType::Pointer image = thinningFilter->GetOutput();
ImageType::RegionType region = image->GetRequestedRegion();
ImageType::RegionType::SizeType size = region.GetSize();
ImageType::SizeType radius;
    radius[0] = 1;
    radius[1] = 1;
    radius[2] = 1;

itk::NeighborhoodIterator<ImageType> iterator ( radius ,
image , region );

std::list< ImageType::PointType > end_points;
std::list< ImageType::PointType > bifurcas;
std::list< ImageType::PointType > line_points;

// Points Classification
for ( iterator.GoToBegin(); !iterator.IsAtEnd(); ++iterator )
{
    int n = 0;
    if( iterator.GetCenterPixel()==1 )
    {
        for ( unsigned i = 0; i < 27; i++){
            if ( iterator.GetPixel(i)==1 ){
                n += 1;
            }
        }
        itk::Point<double,3> p;
        if( n == 2 ){
            image->TransformIndexToPhysicalPoint (
                iterator.GetIndex(), p);
            end_points.push_back( p );
        }
        else if (n==4){
            image->TransformIndexToPhysicalPoint (
                iterator.GetIndex(), p);
            bifurcas.push_back( p );
        }
        else{
            image->TransformIndexToPhysicalPoint (
                iterator.GetIndex(), p);
            line_points.push_back( p );
        }
    }
}

```

De acordo com a classificação atribuída, os pontos são guardados na lista cor-

respondente. É ainda aplicada a função *TransformIndexToPhysicalPoint* pois o iterador só retorna *índices* e é necessário convertê-los para pontos cartesianos. Depois de todos os pontos estarem classificados as listas são guardadas num ficheiro, *minucias.dat*. A *pipeline* do algoritmo de adelgaçamento pode ser visualizada na figura 4.13.

Este algoritmo foi pensado para ossos longos contudo foi também aplicado a outros para averiguar a sua utilidade nesses casos. Os resultados foram visualizados através do programa computacional *ParaView* (ver apêndice A.8) e alguns podem ser vistos na figura 4.14. No caso dos ossos irregulares nota-se que este algoritmo não poderá ser utilizado para extração de pontos característicos como esperado uma vez que os eixos mediais encontrados são muito irregulares e os pontos de terminação e bifurcação não têm informação relevante. Pelo contrário, nos ossos longos o algoritmo tem utilidade pois as terminações e bifurcações são bem encontradas. Todavia, o eixo medial em alguns casos apresenta irregularidades o que provoca o aparecimento de mais pontos de terminação e bifurcação do que o esperado. Por exemplo, idealmente só seriam esperados três pontos de bifurcação no fémur mas por vezes para a mesma bifurcação surgem três pontos em vez de um, fazendo com que possam aparecer até nove pontos de bifurcação num fémur. Isto acontece porque é considerado bifurcação o último pixel da linha medial e os primeiros pixels de cada linha de bifurcação. Verificou-se ainda que no caso das formas do osso estarem pouco definidas, como acontece com o trocânter menor do fémur, o algoritmo não é eficaz na extração dos pontos. Efetivamente, surge um ponto de terminação mas aparece na diáfise não correspondendo a um ponto que se situe no trocânter menor como era desejado (ver figura 4.14 (d)).

Apesar, dos problemas mencionados os pontos calculados poderão servir de base a cálculos de algumas medidas forenses mas será necessário uma análise mais cuidadosa dos mesmos. Por exemplo, quando são encontrados três pontos para uma bifurcação, o ponto considerado para os cálculos poderá ser a média dos que são encontrados neste algoritmo pelo iterador de vizinhança.

4.4 Reconstrução de Superfícies

A reconstrução de superfícies é uma técnica de visualização computacional que consiste em criar uma representação poligonal (malha poligonal) de uma superfície dada por um conjunto de pixels que apresentam o mesmo valor TC (isosuperfície). Essa representação é realizada com base em primitivas geométricas como vértices, linhas,

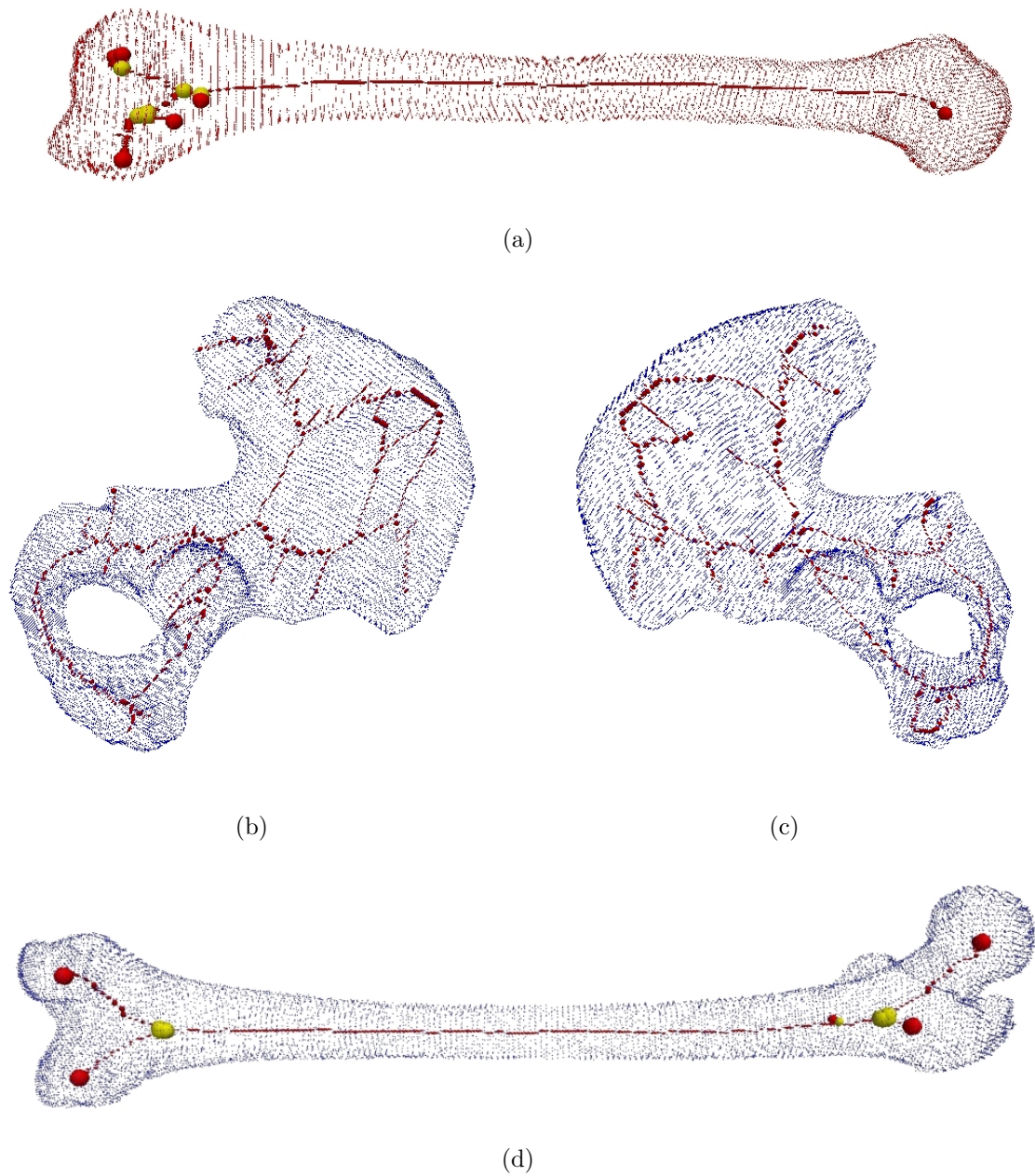


Fig. 4.14: Resultados do algoritmo de *binary thinning 3D* para: (a) ossada 1, úmero esquerdo, (b) ossada 3, osso coxal esquerdo, (c) ossada 4, osso coxal direito, (d) ossada 6, fêmur direito. Nesta figura é mostrada a sobreposição do eixo medial obtido, com os pontos de terminação calculados marcados a verde e as bifurcações a amarelo, e as superfícies das ossadas.

triângulos e polígonos. Para realizar a reconstrução da superfície de cada ossada previamente segmentada foi implementado o *vtkcontourfilter*. Este filtro seleciona automaticamente a melhor função de extração de contorno disponível no VTK para os dados a processar.

A extração de superfície foi testada executando o filtro com a imagem suavizada, a máscara binária e com o mapa de distâncias. Os resultados obtidos a partir das imagens suavizadas do primeiro esqueleto, devido à elevada degradação dos ossos, apresentaram algumas deformações. No entanto, para o esqueleto 2 verificou-se que este poderia ser um procedimento aplicável. Os resultados da aplicação deste algoritmo diretamente na imagem suavizada podem visualizar-se na figura 4.15 onde se constata que nas superfícies referentes ao esqueleto 1 aparecem alguns buracos.

Por outro lado, os resultados obtidos a partir da máscara binária (valor de contorno de 255, ver secção 4.3.2) apresentam um efeito muito evidente de degrau devido à "brusca" mudança de valores de pixels. Assim, de forma a tentar melhorar a qualidade da malha gerada é extraída uma superfície através do mapa de distância obtido no processamento de imagem com um valor de contorno de 0,8 mm pois se fosse 0 mm, o efeito de degrau manter-se-ia. O valor de 0,8 mm foi escolhido depois de alguns testes se ter percebido que com este a superfície apresenta uma qualidade melhor (o efeito de degrau e o tamanho dos buracos diminuem). A diferença dos resultados obtidos para a malha proveniente da máscara binária e do mapa de distâncias, na extremidade superior do fémur direito do esqueleto 1, é visível na figura 4.16. Na superfície obtida através da máscara é constatado um efeito de degrau, mas na imagem obtida através do mapa de distância verificamos que esse efeito é atenuado e que a máscara fica com mais qualidade. No entanto, na sobreposição apenas é visível a malha proveniente do mapa de distâncias o que demonstra que esta ocupa mais volume que a proveniente da máscara binária, evidenciando que este procedimento de extração da superfície a dilata um pouco.

A *pipeline* do algoritmo de extração de superfícies implementado encontra-se na figura 4.17. Este algoritmo inicia-se com um *reader* e seguidamente é instanciado a classe *vtkcontourfilter* onde é atribuído o valor de contorno. Foi utilizada também a classe *vtkPolyDataConnectivityFilter* para extrair a maior superfície (no caso de haver mais que uma). No final, a superfície obtida é gravada em disco. As superfícies obtidas através deste algoritmo vão ser utilizadas para realizar a extração de características através de pontos anatómicos de referência interiores e superficiais.

Em suma, depois dos testes efetuados e de modo a obter superfícies com o máximo de qualidade possível foi utilizado o mapa de distâncias e o valor de contorno

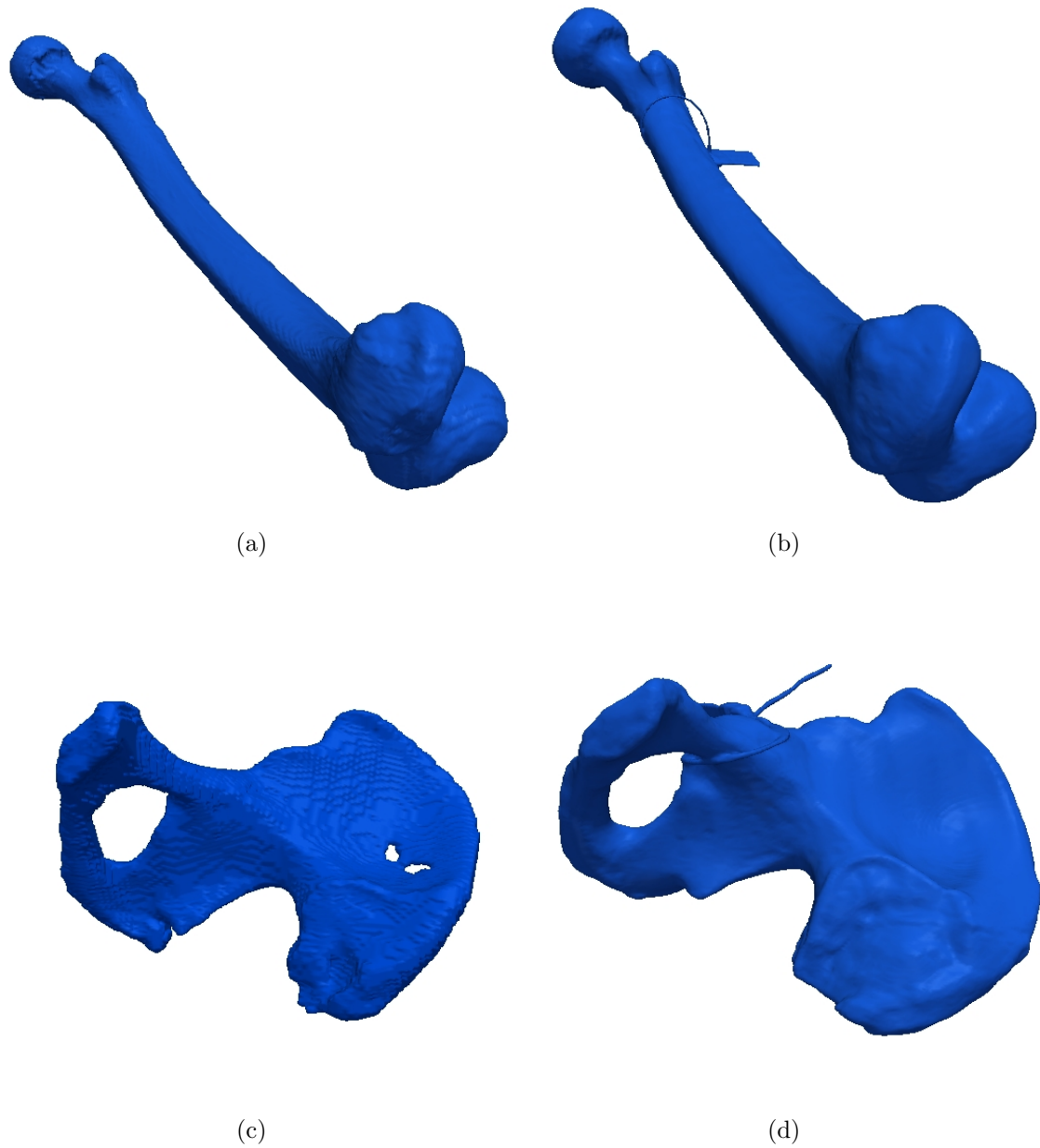


Fig. 4.15: Superfícies obtidas com o *vtkContour* a partir das imagens TC apenas suavizadas: (a) fêmur direito do esqueleto 1, (b) fêmur direito do esqueleto 2, (c) osso coxal direito do esqueleto 1 e (d) osso coxal direito do esqueleto 2. Nas ossadas do esqueleto 1 é possível verificar que as malhas ficam muito rugosas com aberturas. No osso coxal é possível constatar um buraco no centro do ílio.

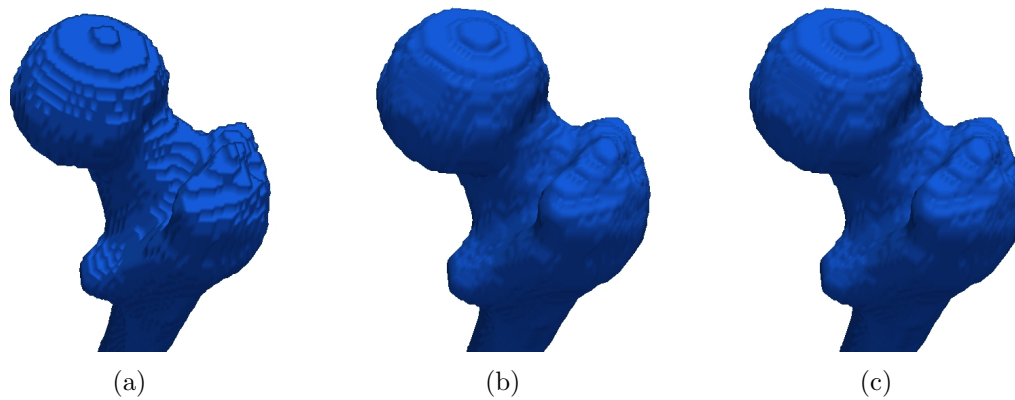


Fig. 4.16: Superfícies obtidas através do *contour filter* para a extremidade superior do fêmur do esqueleto 1 através: (a) da máscara, (b) do mapa de distâncias e (c) sobreposição das 2.

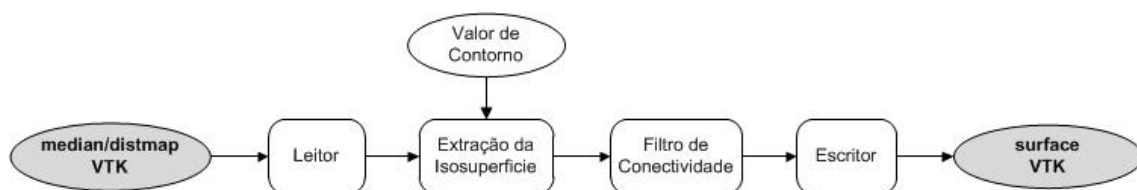


Fig. 4.17: *Pipeline* do algoritmo de extração de superfície. No caso das ossadas estarem em bom estado de conservação este algoritmo poderá ser aplicado diretamente na imagem suavizada, caso contrário será necessário realizar o processamento de imagem mencionado desde o início deste capítulo e aplicar o algoritmo ao mapa de distâncias.

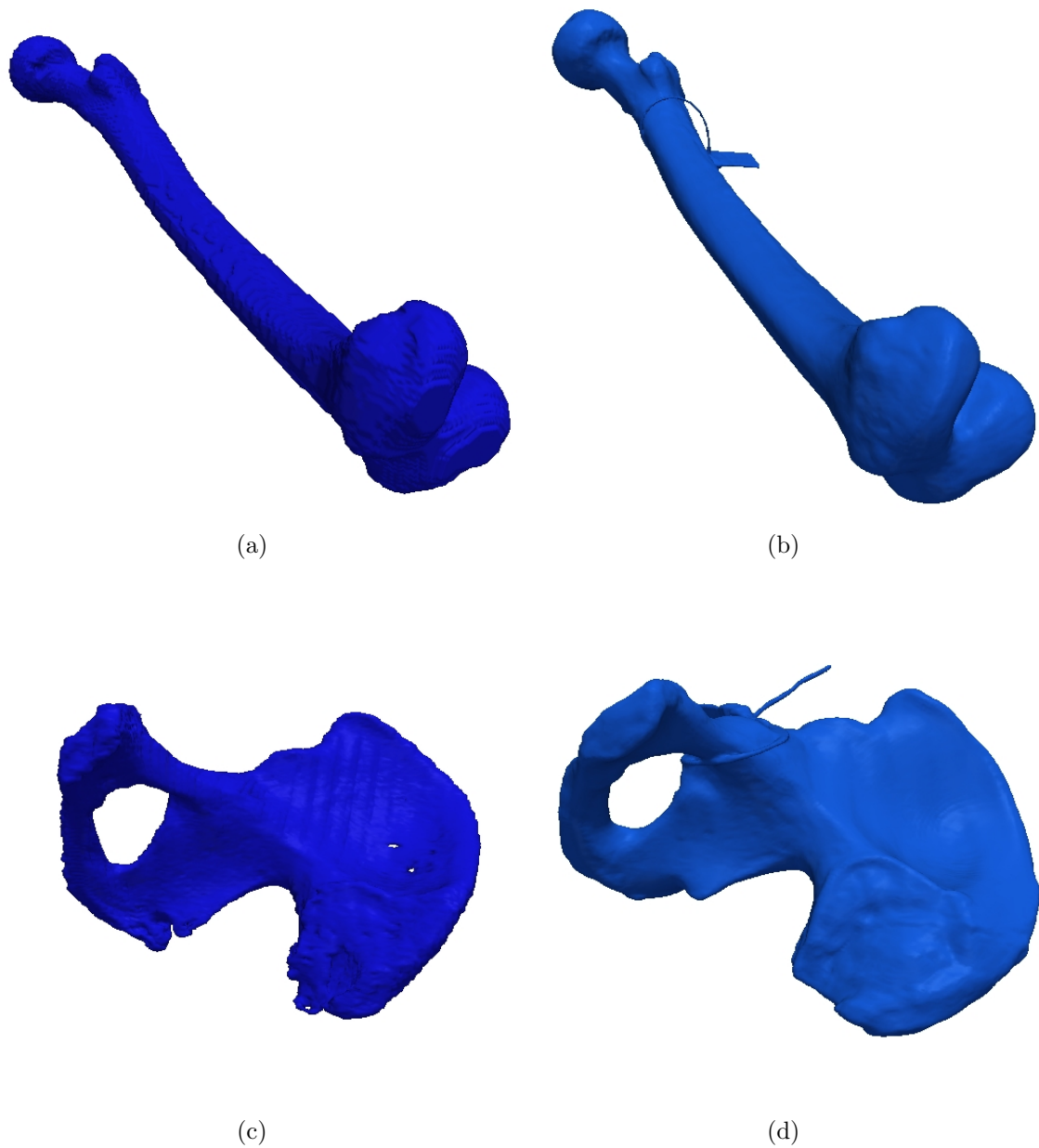


Fig. 4.18: Superfícies obtidas: (a) fémur direito do esqueleto 1 a partir do mapa de distâncias, (b) fémur direito do esqueleto 2 diretamente da imagem TC, (c) osso coxal direito do esqueleto 1 a partir do mapa de distâncias e (d) osso coxal direito do esqueleto 2 diretamente da imagem TC.

de 0,8 para fazer a extração de superfície das ossadas mais degradadas (esqueleto 1). Para as do esqueleto 2, visto que a qualidade das superfícies provenientes das imagens suavizadas é melhor que as extraídas do mapa de distâncias (ver figura 4.18), optou-se por serem essas as máscaras de referência. Generalizando um pouco, propõe-se que no caso das ossadas se encontrarem em adiantado estado de degradação utilizar o mapa de distâncias para fazer a extração da superfície, senão bastará apenas suavizar as imagens e extrair a superfície diretamente dessa imagem suavizada.

Análise de Superfícies

Com as imagens processadas foi possível extrair superfícies fechadas para todas as ossadas. A fase seguinte consistiu em fazer uma seleção de pontos anatómicos de referência (*landmarks*) e proceder à extração de características. Serão ainda abordadas neste capítulo algumas alternativas estudadas para determinados algoritmos.

5.1 Modelos Geométricos

5.1.1 *Landmarks* Anatômicas

Para analisar as malhas foram construídos modelos geométricos de pontos anatómicos característicos (*landmarks*). Para isso, foi estudada a anatomia dos ossos de forma aos pontos escolhidos auxiliarem mais tarde a extração de medições de cada osso. Devido à limitação de tempo imposta para o desenvolvimento da Tese, só foi possível estudar dois ossos em particular: o fémur e o osso coxal. A escolha recaiu sobre estes ossos por representarem, respetivamente, o grupo dos ossos longos e dos ossos irregulares e por serem dos mais mencionados na literatura como referências para identificação forense através de ossadas (ver secção 2.2). Por outro lado, o facto de existirem três espécimes de cada um desses ossos no conjunto de ossadas que foi utilizado para teste também contribuiu para que fossem escolhidos. São apresentados a seguir os modelos criados para o fémur e para o osso coxal.

Fémur

Com base na anatomia do fémur, os pontos anatómicos foram divididos em *landmarks* de superfície e *landmarks* do corpo. As primeiras *landmarks* são pontos que se en-

Tab. 5.1: *Landmarks* da superfície e do corpo do fémur.

<i>Landmarks</i> da Superfície	Etiquetas	<i>Landmarks</i> do Corpo	Etiquetas
L1	1.Head	B1	1.Head
L2	2.FoveaCapitis	B2	2.Neck
L3	3.AnteriorBorder	B3	3.GreatTrochanter
L4	4.PosteriorBorder	B4	4.LesserTrochanter
L5	5.GreatTrochanter	B5	5.UpperBody
L6	6.LesserTrochanter	B6	6.UpperExtremity
L7	7.SubTrochanter	B7	7.Shaft
L8	8.LateralCondyle	B8	8.LowerExtremity
L9	9.FoveaCapitis	B9	9.LowerBody
L10	10.AnteriorBorder	B10	10.OuterCondyle
L11	11.PosteriorBorder	B11	11.InnerCondyle
L12	12.GreatTrochanter		
L13	13.LesserTrochanter		
L14	14.SubTrochanter		
L15	15.LateralCondyle		
L16	16.LateralCondyle		

contram na superfície da malha extraída. As *landmarks* do corpo são pontos que se situam no interior da malha. Cada ponto de superfície e do corpo tem uma etiqueta associada com a respetiva denominação que por convenção se encontra em inglês. Na tabela 5.1 encontram-se os pontos que foram selecionados para fazer parte do modelo geométrico do fémur, bem como as etiquetas associadas a cada um. As figuras 5.1 e 5.2 ilustram o modelo geométrico do fémur, mostrando respetivamente as *landmarks* de superfície e as *landmarks* do corpo. A definição de cada um dos pontos deste modelo encontram-se no apêndice B.

Osso coxal

Para o caso do osso coxal concluiu-se que, devido à sua forma irregular, seria bastante difícil a definição de *landmarks* do corpo, sendo estas descartadas. Assim, para o osso coxal apenas foi criado o modelo de pontos anatómicos superficiais listados na tabela 5.2 e representados na figura 5.3. No apêndice C podem ser encontradas as definições das *landmarks* do osso coxal.

5.1.2 Construção e alinhamento dos Modelos

Depois de definidos os modelos geométricos para cada osso, foi necessário extrair as coordenadas dos pontos selecionados numa superfície de referência e criar um ficheiro com os mesmos. Para fazer a extração das coordenadas foi utilizada uma interface gráfica construída para o efeito [82]. Esta aplicação permite a visualização

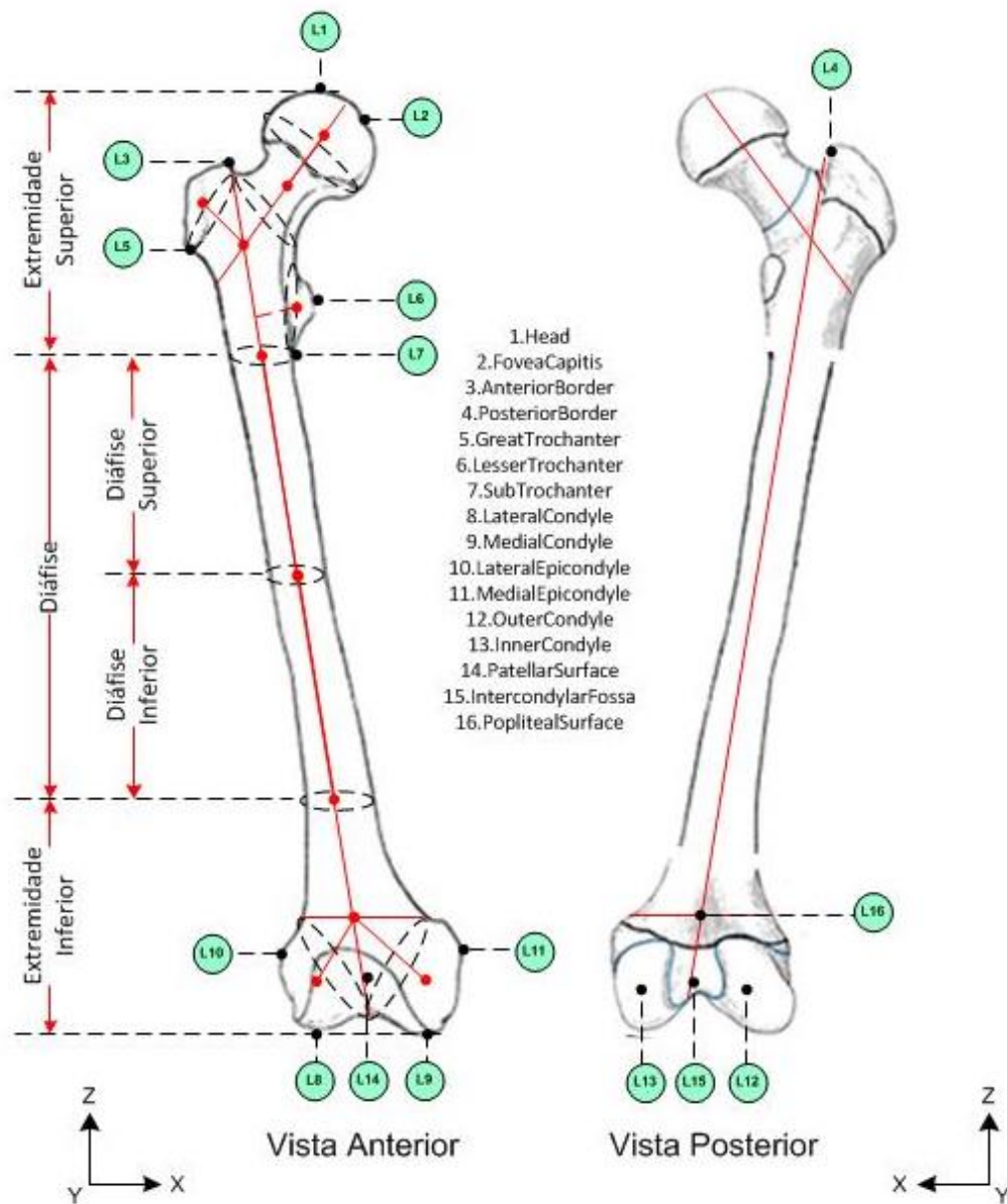


Fig. 5.1: Pontos anatômicos superficiais definidos no modelo geométrico do fêmur.

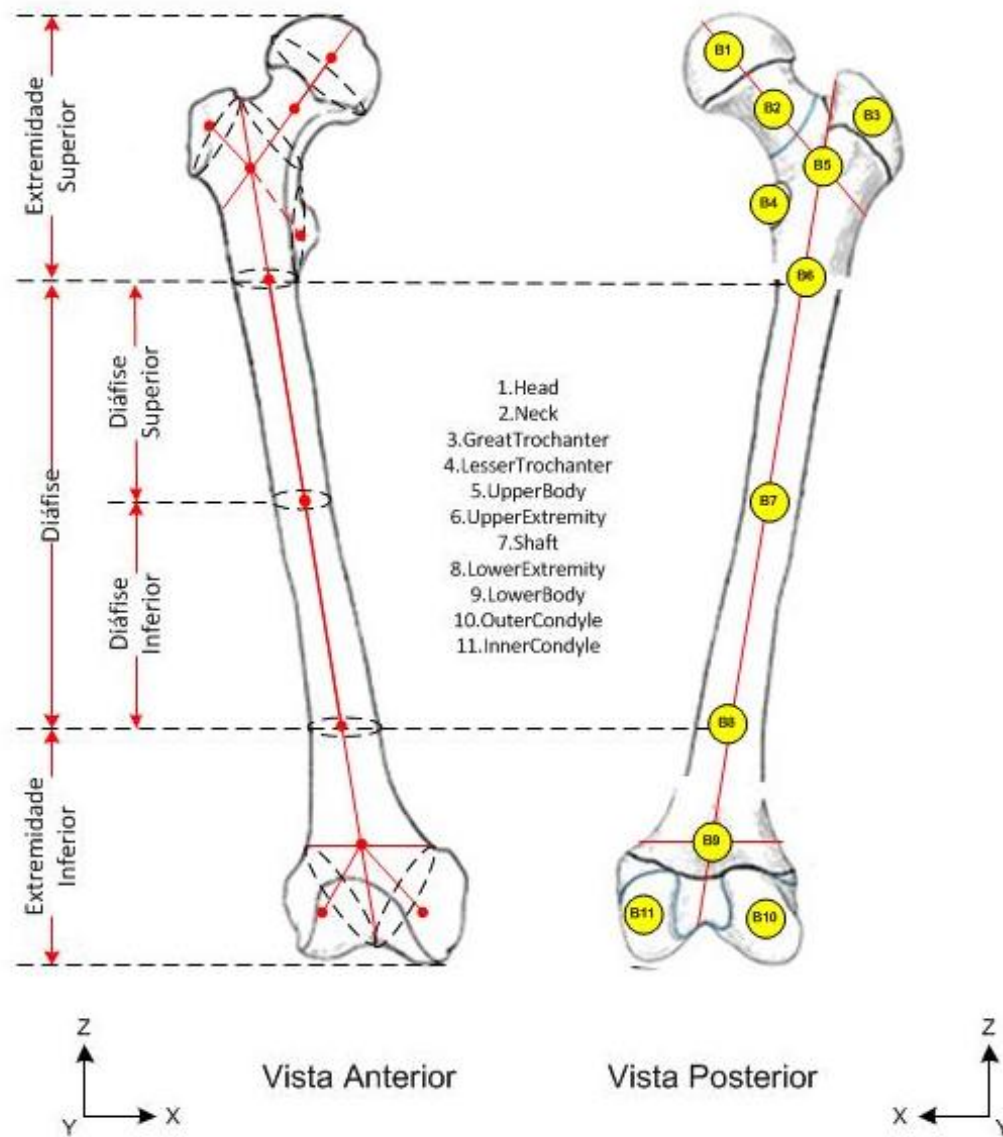


Fig. 5.2: Pontos anatômicos do corpo (no interior da superfície) definidos no modelo geométrico do fêmur.

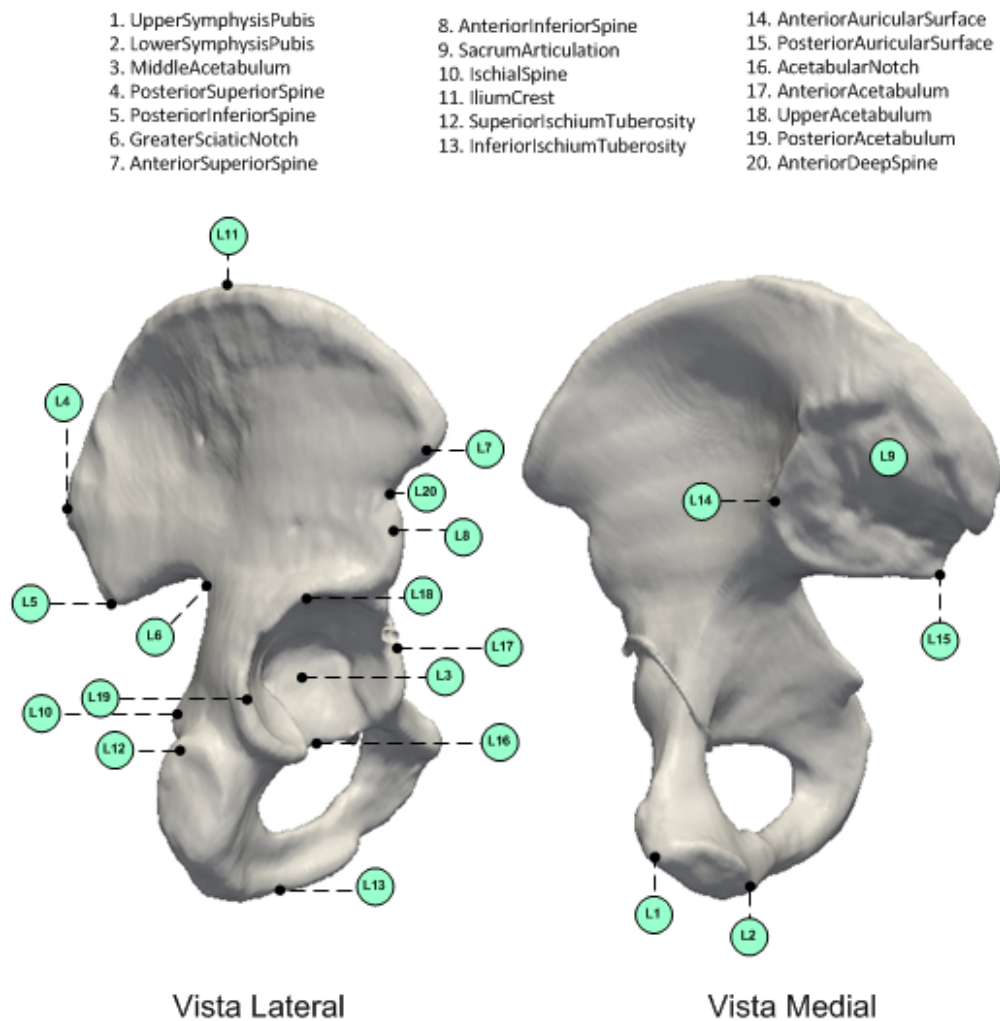


Fig. 5.3: Pontos anatômicos superficiais definidos no modelo geométrico do osso coxal.

Tab. 5.2: *Landmarks* da superfície do osso coxal.

<i>Landmarks</i> da Superfície	Etiquetas
1	1.UpperSymphysisPubis
2	2.LowerSymphysisPubis
3	3.MiddleAcetabulum
4	4.PosteriorSuperiorSpine
5	5.PosteriorInferiorSpine
6	6.GreaterSciaticNotch
7	7.AnteriorSuperiorSpine
8	8.AnteriorInferiorSpine
9	9.SacrumArticulation
10	10.IschialSpine
11	11.IliumCrest
12	12.SuperiorIschiumTuberosity
13	13.InferiorIschiumTuberosity
14	14.AnteriorAuricularSurface
14	15.PosteriorAuricularSurface
16	16.AcetabularNotch
17	17.AnteriorAcetabulum
18	18.UpperAcetabulum
19	19.PosteriorAcetabulum
20	20.AnteriorDeepSpine

de superfícies ósseas e análise da mesma. A janela de visualização fornece interações básicas (zoom e rotação) e as ferramentas necessárias para que o utilizador determine a posição de cada *landmark* do modelo geométrico de cada osso. Através desta interface é possível escolher pontos 3D e marcar a superfície (*landmarking*) com os mesmos para correção de pequenos desalinhamentos que possam existir.

Inicialmente, esta aplicação foi utilizada para criar um modelo geométrico à mão para cada um dos ossos que estão a ser estudados em particular (fémur e osso coxal). De acordo com as definições dos pontos anatómicos dos modelos foram escolhidos pontos da superfície nas malhas das ossadas do esqueleto 1 (as primeiras que surgiram) através da aplicação. Ao clicar num ponto na interface gráfica, as coordenadas do ponto de superfície surgem na consola da aplicação, permitindo que as coordenadas dos pontos de interesse sejam copiadas para um ficheiro VTK com a estrutura modelo do que se encontra ao lado. No ficheiro criado além das coordenadas dos pontos também são definidas as etiquetas associadas a cada um.

O ficheiro VTK apresentado corresponde ao modelo do osso coxal esquerdo, no entanto, foram criados manualmente mais três ficheiros para: osso coxal direito, fémur esquerdo e fémur direito (foi tomada em consideração que os modelos esquerdos são simétricos dos direitos). Depois de obter os primeiros modelos para cada osso, sempre que surja uma nova ossada basta carregar o modelo do osso na aplicação com a superfície da ossada e fazer os ajustes necessários (ver figura 5.4). Quando o uti-

lizador estiver satisfeito com a localização de todos os pontos do modelo anatómico basta guardá-lo. Ao modelo "alinhado" é atribuída a designação de *shape*.

modelHipLeft.vtk

```
# vtk DataFile Version 3.0
vtk output
ASCII
DATASET POLYDATA
POINTS 21 float
33.9781 -58.9374 -533.013 52.2834 -66.9863 -526.381
20.4077 -46.1996 -542.5 59.0724 18.64 -488.257
9.84203 49.8045 -400 25.3313 48.6765 -444.844
52.2128 39.6153 -459.824 151.267 13.6717 -473.772
101.462 7.81237 -493.79 50.6811 32.361 -402.5
9.87117 39.9874 -492.441 81.9311 31.2499 -370.922
33.9117 52.9601 -520.057 0.876434 22.4608 -555.57
63.851 23.3798 -430.242 25.4466 42.7106 -439.963
43.85 11.54 -515 76.6979 2.753 -507.5
89.74 25.39 -500.8 61.42 46.87 -503.3
120.02 14.65 -477.05

POINT_DATA 21
FIELD FieldData 1
labels 1 21 string
L0.HIP_L
L1.UpperSymphysisPubis
L2.LowerSymphysisPubis
L3.MiddleAcetabulum
L4.PosteriorSuperiorSpine
L5.PosteriorInferiorSpine
L6.GreaterSciaticNotch
L7.AnteriorSuperiorSpine
L8.AnteriorInferiorSpine
L9.SacrumArticulation
L10.IschialSpine
L11.IliumCrest
L12.SuperiorIschiumTuberosity
L13.InferiorIschiumTuberosity
L14.AnteriorAuricularSurface
L15.PosteriorAuricularSurface
L16.AcetabularNotch
L17.AnteriorAcetabulum
L18.UpperAcetabulum
L19.PosteriorAcetabulum
L20.AnteriorDeepSpine
```

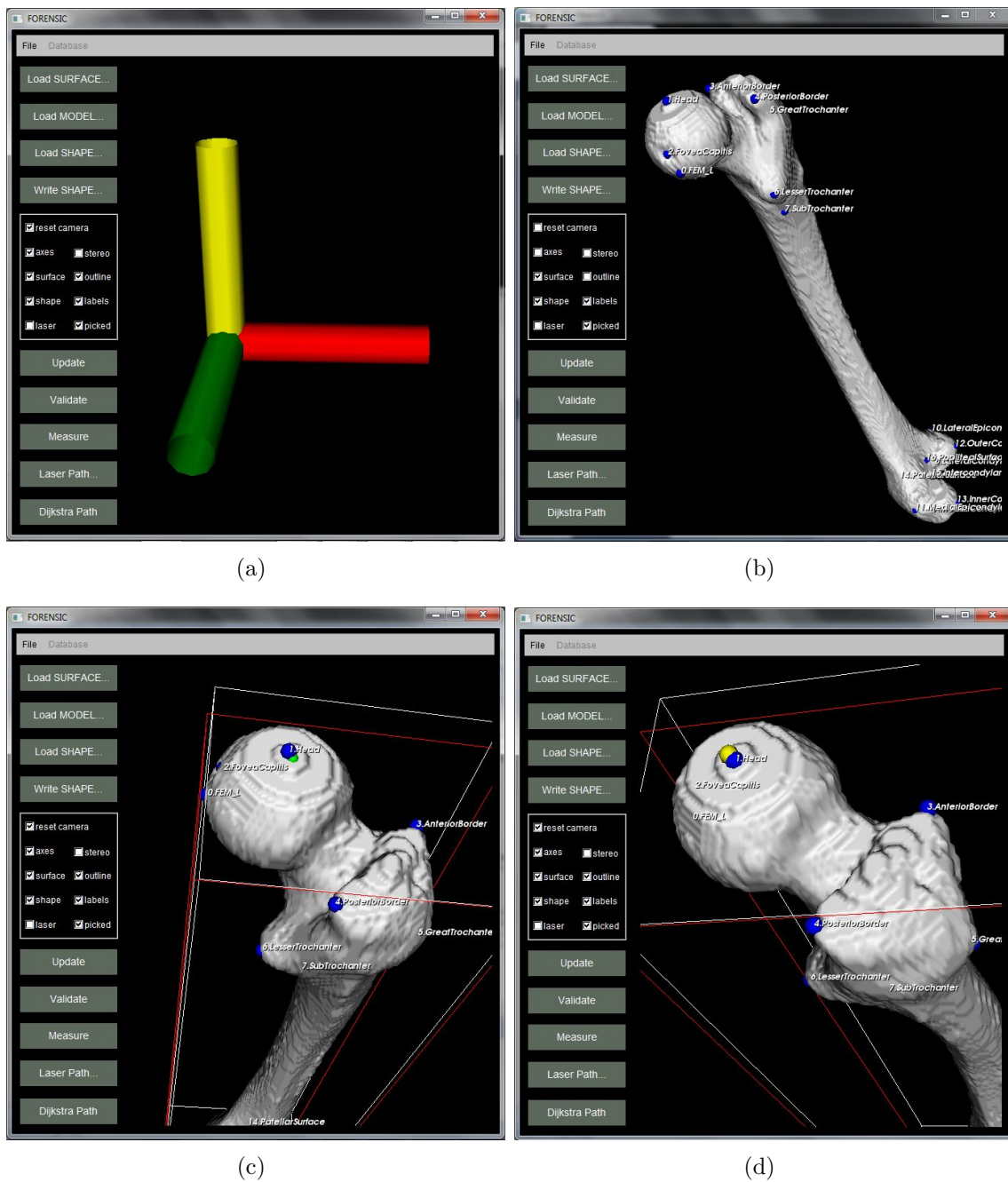


Fig. 5.4: Interface gráfica utilizada para identificação das *landmarks* da superfície das ossadas: (a) vista inicial, (b) fémur direito e modelo correspondente carregado, (c) e (d) alteração da *landmark* superficial *head*. Na figura (c) o ponto verde corresponde à localização da *landmark head* escolhida pelo utilizador. Ao fazer *update* a aplicação verifica qual o ponto do modelo mais próximo e substitui a sua localização pelo novo ponto. Na figura (d) o ponto a amarelo corresponde à localização inicial da *landmark head* e verifica-se que o ponto na nova localização já se encontra a azul, fazendo esse agora parte do modelo.

5.2 Modelos Médios

Numa fase inicial, os modelos para cada ossada são obtidos de forma manual. Todavia para agilizar o processo foi construído um algoritmo que permite a criação de modelos médios automaticamente. O algoritmo implementado é constituído por duas etapas: o alinhamento das *shapes* existentes para um mesmo osso e o cálculo da média das *shapes* alinhadas. Desta forma, a partir das *shapes* existentes criam-se modelos médios que servem de ponto de partida para as *shapes* das novas ossadas. Para concretizar a etapa de alinhamento das *shapes* foram testadas duas classes do VTK: *vtkLandmarkTransform* e *vtkProcrustesAlignmentFilter*.

A transformada de *landmark* calcula e aplica uma transformada de forma a ocorrer o melhor ajuste possível de um conjunto ao outro. Os conjuntos deverão possuir o mesmo número de pontos. Através das funções *SetTargetLandmarks()* e *SetSourceLandmarks()* é definido respetivamente o conjunto de pontos alvo e o que vai ser transformado de forma a adaptar-se ao alvo. O alinhamento envolve três fases principais [83]:

1. Cálculo do centróide de cada modelo e alinhamento dos mesmos.
2. Reescalamento dos modelos para que estes fiquem com um tamanho similar.
3. Aplicação de transformações geométricas para alinhamento dos modelos.

Para definir a forma como é calculada a transformada podem ser selecionados três modos: *Similarity*, *RigidBody* e *Affine*. Por predefinição o modo de cálculo da transformada é *Similarity*. Neste modo o conjunto de pontos pode sofrer rotação, translação e reescalamento isotrópico (pode ser aumentado ou diminuído de forma igual em todas as direções). Com o modo *RigidBody* a transformada é restringida à rotação e translação. Por último, o modo *Affine* permite rotação, translação e reescalamento anisotrópico. Ao testar estes três métodos nas superfícies das ossadas que possuímos, verificou-se que não havia diferença significativa nos resultados finais. Deste forma, foi selecionado o modo *RigidBody* pois garante que a transformada não afeta a escala e portanto o conjunto de pontos não é deformado. Na figura 5.5 pode ser visualizado o exemplo da aplicação deste filtro para duas malhas referentes a fémures.

A desvantagem deste algoritmo reside no fato de só receber à entrada dois conjuntos de pontos o que torna a sua aplicação limitada. Uma vez que o intuito de criar estes modelos médios é ter um modelo o mais preciso possível, o ideal será utilizar

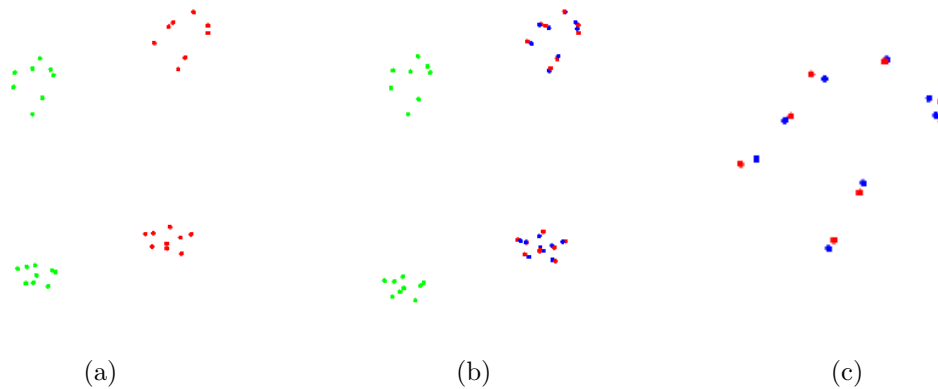


Fig. 5.5: Resultados do filtro *vtkLandmarkTransform* para as *shapes* dos fêmures direitos: (a) *shape source* (verde) e *shape target* (vermelho), (b) *shape source*, *target* e *alinhada* (azul) e (c) pontos das extremidades superiores dos fêmures alinhados.

todas as *shapes* existentes ou um conjunto destas (selecionado segundo um critério) para fazer a média. Neste sentido, foi testado também o algoritmo de alinhamento *Procrustes*.

A classe *vtkProcrustesAlignmentFilter*, utilizada para evocar o alinhamento *Procrustes*, é baseada no algoritmo de *Generalized Procrustes Analysis* (GPA) que foi proposto em 1975 por Gower [84]. Este envolve uma técnica que pressupõe as transformações geométricas já mencionadas (translação, rotação e reescalamento) de conjuntos de dados. Com o GPA consegue-se alinhar vários conjuntos de pontos com um conjunto alvo, tendo sido portanto esta a classe selecionada para utilizar no algoritmo final de criação de modelos médios. O funcionamento deste algoritmo está descrito em [85] e pode ser dividido nas etapas:

1. Escolha do modelo de referência para o alinhamento.
2. Alinhamento dos restantes modelos com o modelo de referência.
3. Cálculo do modelo médio a partir dos modelos alinhados.
4. Verificação da média estimada. Se for diferente do modelo de referência retorna-se ao passo 2.

Normalmente, apenas são necessárias duas iterações e é declarada convergência quando o modelo médio calculado numa iteração não muda relativamente à iteração anterior [85]. Para realizar a segunda etapa mencionada, este filtro evoca a transformada *landmark* e os seus modos de cálculo da transformada. Basicamente, a forma

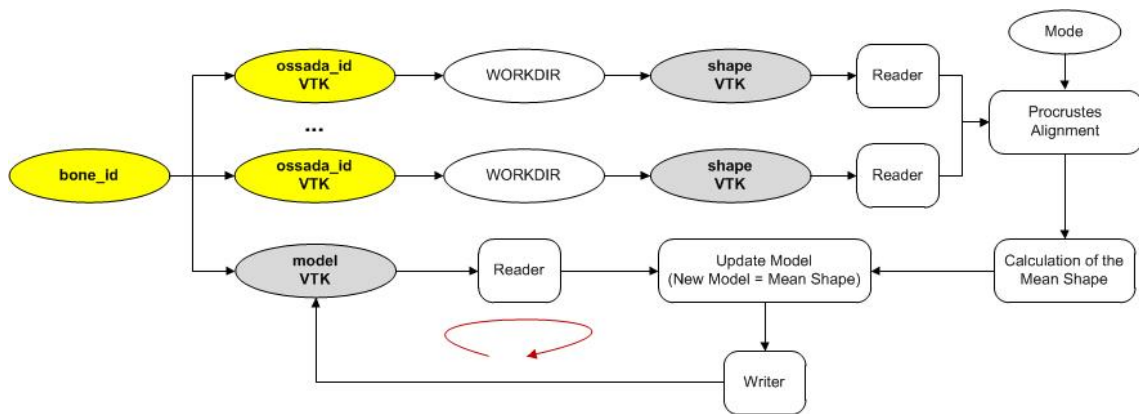


Fig. 5.6: Pipeline do algoritmo de criação de modelos médios.

como são calculadas as transformadas é igual para os dois filtros testados. A grande diferença reside no facto do filtro de alinhamento *Procrustes* conseguir alinhar mais do que dois conjuntos de dados.

Devido ao facto deste algoritmo necessitar de uma pesquisa na base de dados mais complexa que os restantes optou-se por fazer a sua implementação em *python*. A pipeline do algoritmo de criação de modelos médios é ilustrada na figura 5.6. Depois de realizada a ligação à BD é implementado um ciclo *for* que percorre toda a tabela *bones*. Para cada *bone_id* são verificadas as ossadas existentes e guardados os diretórios de cada uma. Depois de ter a lista dos diretórios das ossadas para cada *bone_id* são lidas as *shapes* correspondentes. As *shapes* são enviadas para o filtro de alinhamento *Procrustes* onde é selecionado o modo *Rigid Body*. Neste caso não se definiu o conjunto de dados *target* pois o próprio filtro define como conjunto de referência o primeiro que é fornecido.

Uma vez as *shapes* alinhadas, é calculado o seu valor médio. Depois de ter sido realizado o cálculo da média das *shapes*, o modelo do osso lido é atualizado e os pontos do mesmo passam a ser os resultantes da média das *shapes* alinhadas. Assim, a média das *shapes* é o novo modelo. Na figura 5.7 pode ser visto o resultado deste algoritmo para os fémures direitos que foram utilizados neste projeto.

5.3 Extração de Características

Com os modelos geométricos alinhados às ossadas procede-se à extração de características. Nesta etapa foram implementados dois algoritmos que são genéricos e portanto se poderão aplicar a todos os ossos: matriz de distâncias (para calcular

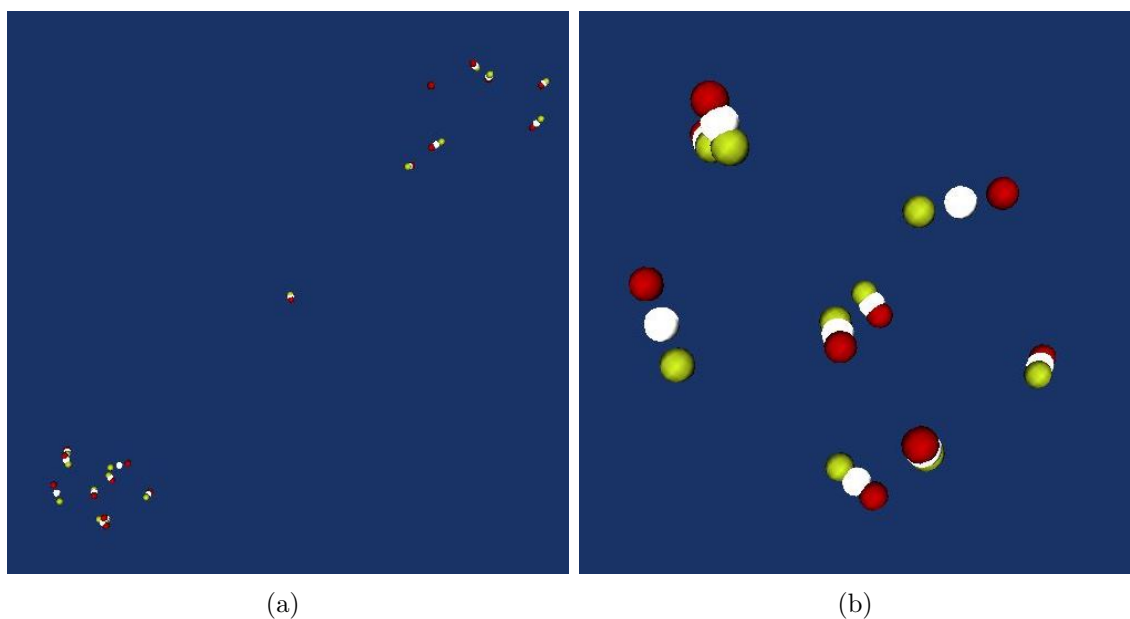


Fig. 5.7: Resultados do algoritmo de criação de modelos médios implementado com alinhamento *Procrustes*: (a) *shapes* dos fêmures direitos alinhados e (b) alguns pontos alinhados ampliados. A vermelho e a amarelo estão representadas as *shapes* alinhadas e a branco está representada o modelo médio.

as distâncias euclidianas entre os pontos da *shape*) e *mass properties* (para extrair valores característicos de uma superfície). Tendo em conta que existem ossos com configurações muito diferentes, foram ainda implementados algoritmos específicos para cada osso em estudo de modo a que sejam calculadas as medidas forenses definidas para cada um.

5.3.1 *Mass Properties*

O algoritmo *mass properties* foi implementado para tirar partido da classe do VTK, *vtkMassProperties* [86]. Depois da leitura da superfície de uma ossada, através da classe mencionada determina-se as propriedades listadas na tabela 5.3 através de métodos da classe. A *pipeline* do algoritmo implementado está ilustrada na figura 5.8. É de salientar que para esta classe funcionar corretamente a malha analisada deverá ser triangular.

5.3.2 Matriz de Distâncias

Este algoritmo recebe uma malha à entrada e escreve uma imagem 2D à saída como pode ser visto na *pipeline* da figura 5.9. Nessa imagem 2D cada pixel representa

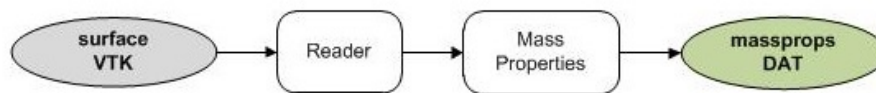


Fig. 5.8: *Pipeline* do algoritmo de *mass properties*. Este algoritmo calcula para uma superfície as propriedades listadas na tabela 5.3.

Tab. 5.3: Propriedades físicas obtidas pelo *vtkMassProperties*.

Propriedade	Descrição
Volume	Volume total do espaço fechado pelos limites da superfície.
Volume Projetado	Volume total projetado.
Área da Superfície	Área total dos limites da superfície.
Volume em X	Volume projetado sob o plano perpendicular ao eixo X.
Volume em Y	Volume projetado sob o plano perpendicular ao eixo Y.
Volume em Z	Volume projetado sob o plano perpendicular ao eixo Z.
Kx	Fatores de ponderação para o componente unitário máximo normal em X.
Ky	Fatores de ponderação para o componente unitário máximo normal em Y.
Kz	Fatores de ponderação para o componente unitário máximo normal em Z.
Normalize Shape Index	Valor que caracteriza o desvio da forma de um objeto a partir de uma esfera. O valor mínimo de NSI é 1 e significa que o objeto é uma esfera.

uma distância entre dois pontos da malha. Neste caso, as malhas que são analisadas através deste algoritmo são as *shapes* já definidas e alinhadas previamente às ossadas. Inicialmente, a *shape* é lida e é obtido o número de pontos (N) que possui através do método *GetNumberOfPoints()*. Seguidamente, é criada a imagem 2D, através da classe *itkImage*, com dados do tipo *float* e com tamanho NxN. Depois são implementados dois ciclos *for* que percorrem todos os pontos da *shape* fazendo o cálculo da distância euclidiana de todos com todos. Por fim, através do método *SetPixel()* cada distância calculada é atribuída à posição correspondente na imagem de saída.

Os valores da matriz da imagem 2D são também guardados sobre a forma de ficheiro *dat*. Para perceber melhor o funcionamento deste algoritmo, o código utilizado para o cálculo das distâncias euclidianas pode ser visualizado na próxima página. As matrizes obtidas com este algoritmo são simétricas relativamente à diagonal como pode ser visualizado na figura 5.10.

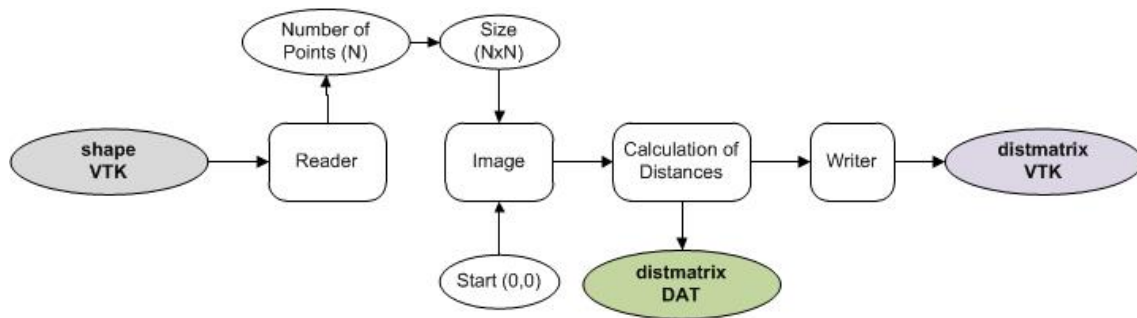


Fig. 5.9: Pipeline do algoritmo de matriz de distâncias.

DistanceMatrix.cxx

```

std::ofstream output_file;
output_file.open( outputFilename );

for( int i = 0; i < N; i++ )
{
    for( int j = 0; j < N; j++ )
    {
        // get points in polydata
        polyDataReader->GetOutput()->GetPoint( i, P1 );
        polyDataReader->GetOutput()->GetPoint( j, P2 );

        // compute distance P1 to P2
        distance = sqrt( (P2[0]-P1[0])*(P2[0]-P1[0]) +
            (P2[1]-P1[1])*(P2[1]-P1[1]) +
            (P2[2]-P1[2])*(P2[2]-P1[2]) );
        index[0] = i;
        index[1] = j;
        distmatrix -> SetPixel( index, distance );
        output_file << distance << " ";
    }
    output_file << std::endl;
}
output_file.close();
  
```

5.3.3 Algoritmo FEM

Um outro algoritmo, denominado FEM, foi implementado especificamente para osadas de fêmures. Este algoritmo foi criado com sete métodos: *surfaceReader*, *shapeReader*, *printShapeLandmarks*, *computeBodyparts*, *printBodypartsLandmarks*, *computeMeasures* e *printResults*. Os dois primeiros como o próprio nome indica

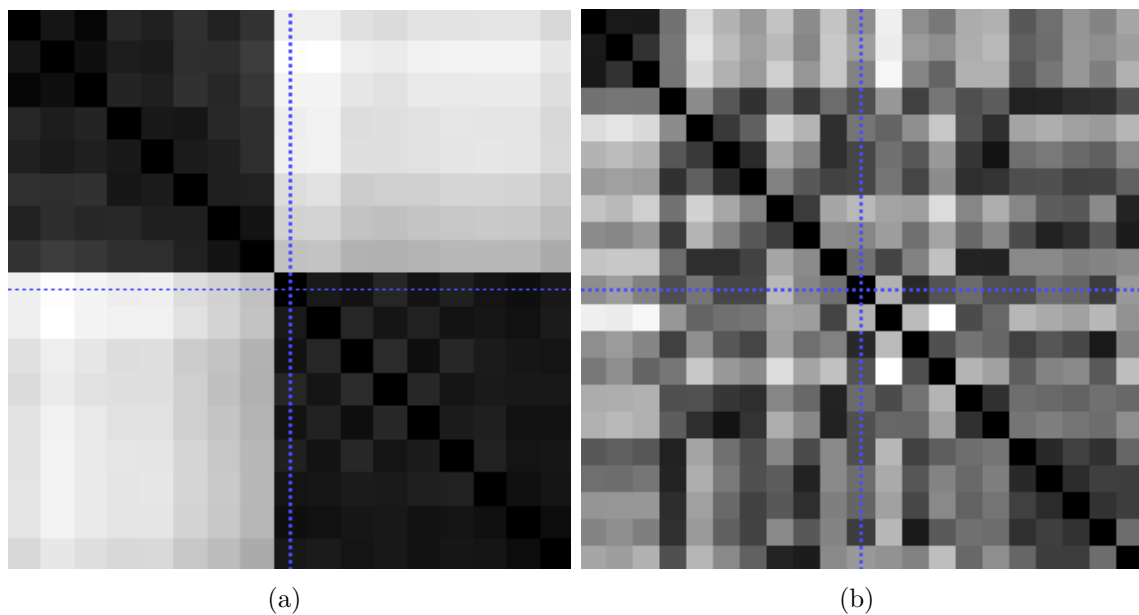


Fig. 5.10: Matrizes de distâncias: (a) para um fêmur e (b) para um osso coxal. Estas imagens correspondem à saída do algoritmo representado na figura 5.9.

servem para ler a superfície e a *shape* correspondente. Por outro lado, o método *printShapeLandmarks* serve para listar os pontos da *shape* lida, de forma a confirmar as suas coordenadas.

O método seguinte, *computeBodyparts*, gera automaticamente os pontos anatómicos de referência do corpo do fêmur (mencionados na secção 5.1.1) a partir das *landmarks* de superfície. A fim de guardar os pontos que vão ser gerados é criado um vetor com 11 posições, que representam os pontos anatómicos de referência do corpo do fêmur. Na tabela 5.4 são explicados os cálculos utilizados para cada *bodypart*.

As *bodyparts* foram sendo calculadas por ordem numérica crescente. Contudo, como constatado na tabela 5.4 alguns cálculos têm precedência. Estes casos constituem situações particulares, como por exemplo B_1 que depende da B_2 e da B_5 . Para realizar os cálculos das *bodyparts* foram utilizados quatro métodos:

- **Extração da *bounding box* e do respetivo ponto central:** a extração da *bounding box* corresponde à extração dos valores de Xmin, Xmax, Ymin, Ymax, Zmin e Zmax que definem a menor caixa retangular envolvente que contém a superfície (ver figura 5.11 (a)). Para tal é utilizada a função *getbounds()* do *vtkDataSet* que retorna um vetor com seis posições correspondente aos valores mencionados. Depois, através do método *getcenter()* da mesma classe,

Tab. 5.4: Cálculos efetuados para obter *bodyparts* (B_x) do fémur através das *landmarks*. A ordem atribuída na tabela é a ordem de cálculo no código.

B_x	Descrição
B_2	$(L_2 + L_5)/2$
B_3	$(L_3 + L_5)/2$
B_4	Projeta-se L_7 no plano $\pi(L_6, \vec{n})$ onde $\vec{n} = (0, 0, 1)$.
B_5	$(L_7 + L_3)/2$
B_1	Calcula-se o ponto $P = B_5 + 2*(B_2 - B_5)$ e realiza-se um corte na superfície segundo o plano $\pi(P, \vec{n})$, onde $\vec{n} = B_5 B_2$. Após ter o plano cortado é extraída a <i>bounding box</i> e o respetivo ponto central que corresponderá a B_1 .
B_6	Realiza-se um corte na superfície segundo o plano $\pi(L_7, \vec{n})$, onde $\vec{n} = (0, 0, 1)$. Após ter o plano cortado é extraída a <i>bounding box</i> e o respetivo ponto central que corresponderá a B_6 .
B_7	Realiza-se um corte na superfície segundo o plano $\pi(B_0, \vec{n})$, onde $\vec{n} = (0, 0, 1)$. Após ter o plano cortado é extraída a <i>bounding box</i> e o respetivo ponto central que corresponderá a B_7 .
B_8	Calcula-se o ponto $P = B_6 + 2*(B_7 - B_6)$ e realiza-se um corte na superfície segundo o plano $\pi(P, \vec{n})$, onde $\vec{n} = (0, 0, 1)$. Após ter o plano cortado é extraída a <i>bounding box</i> e o respetivo ponto central que corresponderá a B_8 .
B_9	Realiza-se um corte na superfície segundo o plano $\pi(L_6, \vec{n})$, onde $\vec{n} = (0, 0, 1)$. Após ter o plano cortado é extraída a <i>bounding box</i> e o respetivo ponto central que corresponderá a B_9 .
B_{10}	Realiza-se um corte na superfície segundo o plano $\pi(L_{12}, \vec{n})$, onde $\vec{n} = L_{16} \vec{L}_{12}$. Após ter o plano cortado é extraída a <i>bounding box</i> e o respetivo ponto central que corresponderá a B_{10} .
B_{11}	Realiza-se um corte na superfície segundo o plano $\pi(L_{13}, \vec{n})$, onde $\vec{n} = L_{16} \vec{L}_{13}$. Após ter o plano cortado é extraída a <i>bounding box</i> e o respetivo ponto central que corresponderá a B_{11} .

é obtido o ponto central da mesma. Esta última função retorna um vetor com três posições correspondentes às coordenadas do ponto central em X, Y e Z.

- **Cálculo de ponto médio:** para efetuar este cálculo implementou-se uma pequena função que soma as coordenadas em cada eixo e as divide por dois, retornando o ponto médio.
- **Projeção de um ponto num plano:** este método é realizado através da função *ProjectPoint()* da classe *vtkPlane* que possui dois argumentos, o ponto a ser projetado e a variável onde vai ser guardado o ponto retornado depois da projeção. Antes de utilizar esta função é necessário definir o plano onde se pretende fazer a projeção através das funções *SetOrigin()* e *SetNormal()*.
- **Corte de uma secção transversal e extração do ponto central:** para realizar o corte de uma secção transversal deve definir-se o plano de corte através da origem e da normal com as funções já referidas do *vtkPlane*. Seguidamente, através da classe *vtkCutter* é realizado o corte através da função *SetCutFunction()*. O funcionamento destas classes pode ser constatado na figura 5.11 (b) e (c). Na figura 5.11 (b) é visualizada uma superfície de um fémur e um plano de intersecção que foi definido para um corte e na figura 5.11 (c) encontra-se a secção resultante do corte efetuado. Para obter o ponto mé-

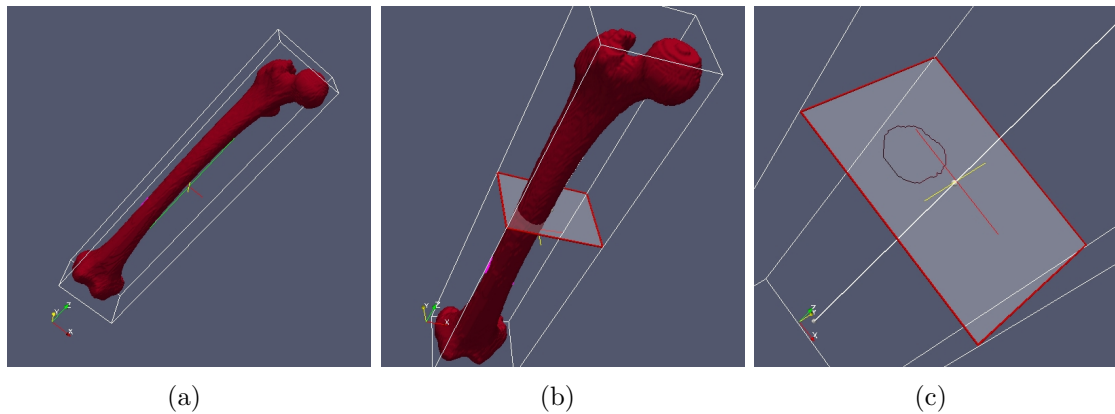


Fig. 5.11: Superfície de um fémur e respetiva *bounding box* (a), definição de um plano que atravessa a superfície (b) e secção 2D resultante do corte no plano selecionado (c).

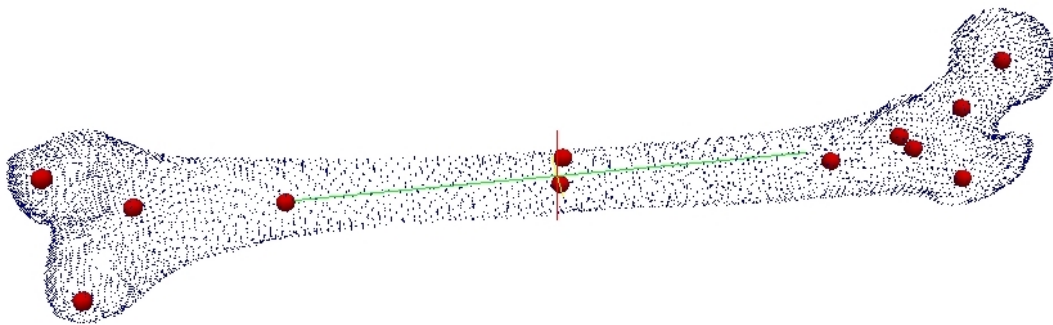


Fig. 5.12: Pontos anatómicos do corpo (*bodyparts*) obtidas para um fémur.

dio do corte é apenas necessário utilizar a função `getcenter()` já mencionada no primeiro ponto.

As *bodyparts* calculadas são guardadas num ficheiro VTK com um formato igual ao das *landmarks* de superfície para posteriormente ter acesso às mesmas sem ser necessário recorrer novamente ao algoritmo. No entanto, quando calculadas as suas coordenadas podem ser visualizadas com o método `printBodypartsLandmarks`. Na figura 5.12 encontram-se as *bodyparts* obtidas para uma das ossadas disponíveis.

O método que se segue, `computeMeasures`, é responsável por calcular várias medidas do fémur com o objetivo de servirem de base à análise forense de ossadas para fins de identificação. Neste método são calculadas as medidas padrão utilizadas no *fordisc*, mas foram também obtidas outras medidas propostas que poderão ser

Tab. 5.5: Novas medidas forenses propostas para o fêmur.

Medidas Angulares	
Alfa	Ângulo colo-diafisário
Beta	Ângulo côndilo-diafisário
Gama	Ângulo de torção
Medidas Extensivas	
Diâmetro D#a	Diâmetro AP da <i>bodypart</i> B#
Diâmetro D#b	Diâmetro transversal da <i>bodypart</i> B#
Perímetro P#	Perímetro da circunferência ao nível da <i>bodypart</i> B#
Área A#	Área da circunferência ao nível da <i>bodypart</i> B#
Diâmetro D#e	Diâmetro equivalente da circunferência ao nível da <i>bodypart</i> B#
Medidas Exóticas	
Volume D#	Volume total da <i>bodypart</i> B#
ÁreaSup As#	Área total da superfície da <i>bodypart</i> B#
NSL_#	<i>Normalize shape index</i> da <i>bodypart</i> B#
Índices	
Índice_IEC	Índice de espessura-comprimento
Índice_R	Índice de robustez

tomadas como referência.

As medidas propostas foram divididas em ângulos, medidas *extensivas*, medidas *exóticas* e *índices*. Os ângulos são medidas de abertura entre semi-retas definidas por pontos do fêmur. As medidas *extensivas* correspondem a medidas que não são utilizadas como medidas padrão na identificação forense mas que recorrendo aos instrumentos tradicionalmente utilizados são fáceis de obter. Por outro lado, as medidas *exóticas* correspondem a medidas que não são utilizadas como medidas padrão na identificação forense mas que não seriam facilmente mensuráveis e portanto é necessária a computação para serem obtidas. Por fim, os *índices* correspondem a razões entre medidas. A lista das novas medidas propostas encontra-se na tabela 5.5 e as respetivas definições encontram-se no apêndice B. As medidas *extensivas* e *exóticas* são calculadas para todas as *bodyparts*. Na tabela 5.6 estão listados os cálculos que foram utilizados para obter as medidas padrão e as novas medidas propostas.

5.3.4 Algoritmo HIP

O algoritmo HIP é um algoritmo criado para analisar especificamente ossadas de osso coxal. Este algoritmo possui cinco métodos: *surfaceReader*, *shapeReader*, *printShapeLandmarks*, *computeMeasures* e *printResults*. Relativamente ao algoritmo FEM, são extraídos os dois métodos relacionados com as *bodyparts* pois não foram definidas para este osso, como já foi mencionado anteriormente.

Tab. 5.6: Cálculos efetuados para as medidas do fémur.

Medidas Padrão	
Comprimento Máximo	Define-se o plano $\pi(L_1, \vec{n})$, onde $\vec{n} = B_5\vec{B}_9$. Depois é calculada a distância da <i>landmark</i> L_9 ao plano definido através da função <i>DistanceToPlane()</i> da classe <i>vtkPlane</i> .
Comprimento Bicondilar	É calculada a distância de L_1 à linha que passa por L_8 e L_9 através da função <i>DistanceToLine()</i> , da classe <i>vtkLine</i> . Esta função retorna a distância ao quadrado, sendo ainda aplicada uma raiz quadrada ao valor retornado.
Largura Epicondilar	Distância euclidiana entre L_{10} e L_{11} .
Diâmetro Máximo da Cabeça	Realiza-se um corte na superfície segundo o plano $\pi(B_1, \vec{n})$, onde $\vec{n} = B_5\vec{B}_1$. Após ter o plano cortado é extraída a <i>bounding box</i> e através das fronteiras da mesma calcula-se o diâmetro AP e transversal. O maior valor obtido é tomado como o diâmetro máximo da cabeça femoral.
Diâmetro AP do Subtrocanter	Realiza-se um corte na superfície segundo o plano $\pi(L_7, \vec{n})$, onde $\vec{n} = B_5\vec{B}_9$. Após ter o plano cortado é extraída a <i>bounding box</i> e através das fronteiras da mesma calcula-se o diâmetro AP.
Diâmetro Transversal do Subtrocanter	Com a <i>bounding box</i> extraída na medida anterior é calculado diâmetro transversal.
Diâmetro AP da Diáfise	Realiza-se um corte na superfície segundo o plano $\pi(B_7, \vec{n})$, onde $\vec{n} = B_5\vec{B}_9$. Após ter o plano cortado é extraída a <i>bounding box</i> e através das fronteiras da mesma calcula-se o diâmetro AP.
Diâmetro Transversal da Diáfise	Com a <i>bounding box</i> extraída na medida anterior é calculado diâmetro transversal.
Circunferência da Diáfise	É calculada a distância euclidiana entre todos os pontos do contorno obtido na medida anterior.
Medidas Angulares	
Ângulo colo-diafisário	ND
Ângulo côndilo-diafisário	ND
Ângulo de torção	ND
Medidas Extensivas	
Diâmetro AP	É realizado um corte na secção a analisar e determinada a <i>bounding box</i> . Através das fronteiras da mesma calcula-se o diâmetro AP.
Diâmetro transversal	Com a <i>bounding box</i> extraída na medida anterior é calculado diâmetro transversal.
Perímetro	É calculada a distância euclidiana entre todos os pontos do contorno obtido na medida anterior.
Área	Passa-se o contorno obtido na medida anterior de <i>vtkPolyData</i> para <i>vtkPolygon</i> e através da função <i>ComputeArea()</i> , da classe <i>vtkPolygon</i> , é calculada a área.
Diâmetro Equivalente	Através da área anterior é determinado o diâmetro equivalente através da equação $D_{eq} = \sqrt{\frac{4A}{\pi}}$
Medidas Exóticas	
Volume	Obtém-se a <i>bodypart</i> isolada e é aplicado o método <i>GetVolume()</i> da classe <i>vtkMassProperties</i> .
Área da Superfície	Obtém-se a <i>bodypart</i> isolada e é aplicado o método <i>GetSurfaceArea()</i> da classe <i>vtkMassProperties</i> .
NSI	Obtém-se a <i>bodypart</i> isolada e é aplicado o método <i>GetNormalizedShapeIndex()</i> da classe <i>vtkMassProperties</i> .
Índices	
Índice de Espessura-Comprimento	(Circunferência da Parte Média da Diáfise/Comprimento Fisiológico)*100, ou seja, $\frac{AUT_STANDARD[8]}{AUT_STANDARD[1]} * 100$
Índice de robustez	((Diâmetro AP da Parte Média da Diáfise * Diâmetro Transversal da Parte Média da Diáfise)/Comprimento Fisiológico)*100, ou seja, $\frac{AUT_STANDARD[6]*AUT_STANDARD[7]}{AUT_STANDARD[1]} 100$

Tab. 5.7: Novas medidas forenses propostas para o osso coxal.

<i>Medidas Extensivas</i>	
1	Comprimento do ilíaco
2	Comprimento da sínfise
3	Comprimento da face auricular
4	Largura mínima do ilíaco
5	Abertura da incisura isquiática maior
6	Profundidade da incisura isquiática maior
7	Diâmetro vertical do acetábulo
8	Diâmetro transversal do acetábulo
<i>Índices</i>	
Índice_HIP	Índice do HIP
Índice_LI	Índice de largura do ilíaco
Índice_AI	Índice acetábulo-isquiático
Índice_IP	Índice isquio-pubiano
Índice_IIM	Índice da incisura isquiática maior

Os métodos deste algoritmo têm todos o mesmo intuito que os do algoritmo FEM. Deste modo, as duas primeiras funções mencionadas são responsáveis por fazer a leitura da superfície da ossada e da *shape* correspondente e o *printShapeLandmarks* escreve os pontos lidos da *shape*. Segue-se o método *computeMeasures()* que, embora tenha o mesmo objetivo da função do algoritmo FEM, possui diferenças a nível de código uma vez que a morfologia dos dois ossos é completamente distinta.

Em primeiro lugar são calculadas as medições padrão utilizadas para identificação forense através de ossos coxais. Todavia, como aconteceu com o fémur, foram estudadas e sugeridas novas medidas para este osso que poderão ser utilizadas como referência para a identificação forense. Neste caso, as medidas propostas são apenas divididas em medidas *extensivas* e *índices* devido à complexa morfologia que este osso apresenta. A definição de medidas *extensivas* mantém-se, ou seja, são medidas que não são utilizadas como medidas padrão para a identificação forense mas que com os instrumentos clássicos de extração de características seriam fáceis de obter. Contudo, uma vez que no osso coxal não foram definidas *bodyparts*, as medidas *extensivas* correspondem a medidas obtidas a nível de todo o osso e podem ser visualizadas na figura 5.13. O resumo das novas medidas forenses propostas para o osso coxal pode ser consultado na tabela 5.7 e as respetivas definições encontram-se no apêndice C. Na tabela 5.7 estão mencionados os cálculos efetuados para obter todas as medidas.

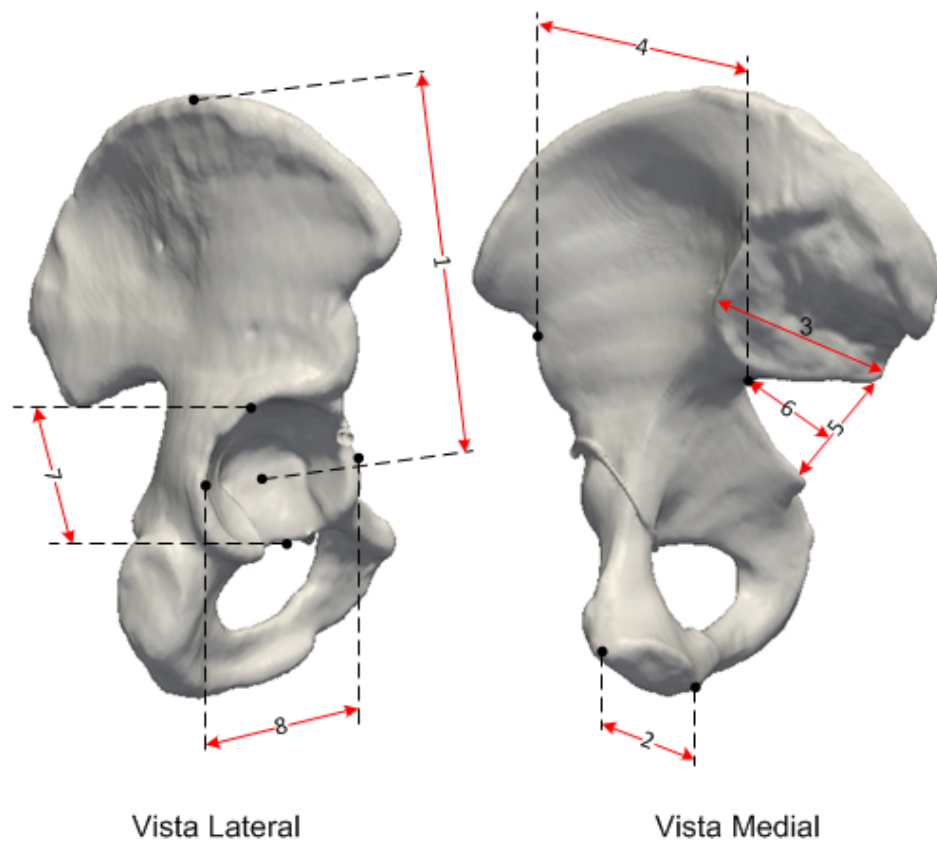


Fig. 5.13: Medidas *extensivas* propostas para o osso coxal.

Tab. 5.8: Cálculos efetuados para as medidas do osso coxal.

Medidas Padrão	
Altura	Distância euclidiana entre L_{11} e L_{13} .
Largura Iliaca	Distância euclidiana entre L_4 e L_7 .
Comprimento da Púbis	Distância euclidiana entre L_3 e L_1 .
Comprimento do Isquió	Distância euclidiana entre L_3 e L_{13} .
Medidas Extensivas	
Comprimento do Iliaco	Distância euclidiana entre L_{11} e L_3 .
Comprimento da Sínfise	Distância euclidiana entre L_1 e L_2 .
Comprimento da Face Auricular	Distância euclidiana entre L_{14} e L_{15} .
Largura Mínima do Iliaco na Porção Inferior	Distância euclidiana entre L_6 e L_{20} .
Abertura da Incisura Isquiática Maior	Distância euclidiana entre L_5 e L_{20} .
Profundidade da Incisura Isquiática Maior	É calculada a distância de L_6 à linha que passa por L_5 e L_{10} através da função <i>DistanceToLine()</i> , da classe <i>vtkLine</i> . Esta função retorna a distância ao quadrado, sendo ainda aplicada uma raiz quadrada ao valor retornado.
Diâmetro Vertical do Acetábulo	Distância euclidiana entre L_{16} e L_{18} .
Diâmetro Transversal do Acetábulo	Distância euclidiana entre L_{17} e L_{19} .
Índices	
Índice do HIP	$(\text{Largura Iliaca}/\text{Altura}) * 100 = (M57/M56) * 100$, ou seja, $\frac{AUT_STANDARD[1]}{AUT_STANDARD[0]} * 100$
Índice de Largura do Iliaco	$(\text{Largura Iliaca}/\text{Comprimento do Iliaco}) * 100 = (M57/CompI) * 100$, ou seja, $\frac{AUT_STANDARD[1]}{AUT_STANDARD[0]} * 100$
Índice de Isquio-Pubiano	$(\text{Comprimento da Púbis}/\text{Comprimento do Isquio}) * 100 = (M58/M59) * 100$, ou seja, $\frac{AUT_STANDARD[2]}{AUT_STANDARD[3]} * 100$
Índice de Robustez	$(\text{Profundidade da Incisura Isquiática Maior}/\text{Abertura da Incisura Isquiática Maior}) * 100$, ou seja, $\frac{AUT_STANDARD[5]}{AUT_STANDARD[4]} * 100$

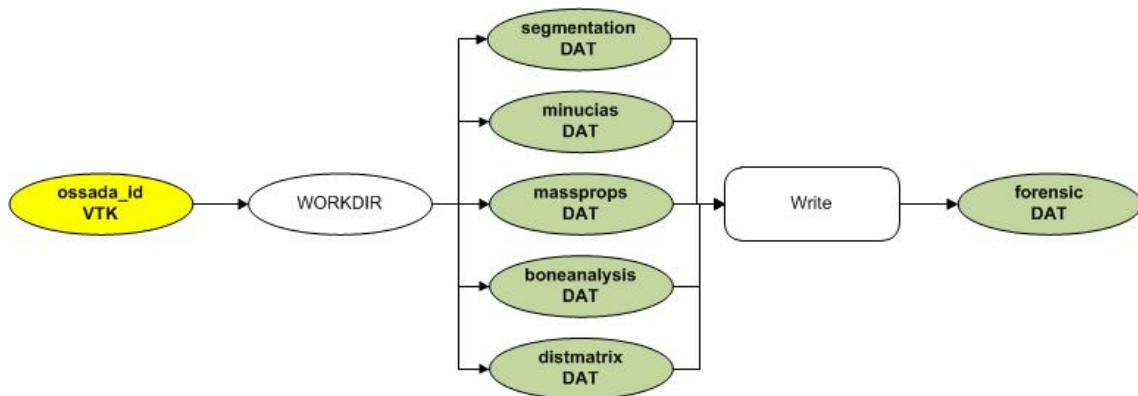


Fig. 5.14: Pipeline do algoritmo de criação do relatório forense.

5.3.5 Criação do Relatório

A fim de facilitar a análise dos dados obtidos para cada ossada, foi criado um relatório final. Para isso, foi implementado um algoritmo em *python* que procura no diretório de cada ossada os ficheiros com dados e os reúne num único relatório denominado *forensic.dat* (ver figura 5.14). O objetivo da criação deste relatório é permitir que os dados sejam analisados por algoritmos de inteligência artificial e que seja extraído conhecimento. Desta forma, será possível a construção de árvores de decisão que permitirão auxiliar a identificação forense por ossadas. O relatório mencionado foi repartido em três blocos: identificação da ossada, parâmetros que são extraídos dos algoritmos e matriz de distâncias. É de salientar que as medições (segundo bloco) são apresentadas em três colunas: algoritmo de onde provém a informação, parâmetro/medida e o respetivo valor. Abaixo encontra-se um dos ficheiros que foi construído, correspondente ao fémur esquerdo do esqueleto 1.

forensic.dat

```

localpath ossada\5\evidence\CT\roi\
ossada_id 5
bone_id 141
skeleton_id 1
remains_id 1

Segmentation SeedX 0
Segmentation SeedY 0
Segmentation SeedZ 0
Segmentation TLower -32768
Segmentation TUpper -850
Segmentation LBegin 1
Segmentation LEnd 1
  
```

```

Segmentation VolumeITK 427727
BinaryThinning3D endPoint [159.079, 42.9686, -550]
BinaryThinning3D endPoint [205.954, 38.0858, -547.5]
BinaryThinning3D endPoint [198.142, 41.992, -172.5]
BinaryThinning3D endPoint [158.103, 14.6483, -142.5]
BinaryThinning3D bifurca [189.353, 13.6717, -520]
...
BinaryThinning3D bifurca [195.212, 31.2499, -195]
BinaryThinning3D linePoint [160.056, 37.1092, -552.5]
...
MassProperties Volume 486345
MassProperties VolumeProjected -486345
MassProperties SurfaceArea 63168.5
MassProperties VolumeX -486345
MassProperties VolumeY -486345
MassProperties VolumeZ -486345
MassProperties NSI 1.45332
FEM AUT.STANDARD[0] 445.947
FEM AUT.STANDARD[1] 444.367
FEM AUT.STANDARD[2] 75.9118
FEM AUT.STANDARD[3] 38.5828
FEM AUT.STANDARD[4] 36.9355
FEM AUT.STANDARD[5] 33.3863
FEM AUT.STANDARD[6] 30.8594
FEM AUT.STANDARD[7] 27.93
FEM AUT.STANDARD[8] 1411.95
FEM AUT.EXTENDED[1] (38.5828, 30.5832, 778, 244.458, 17.6424)
...
FEM AUT.EXTENDED[11] (27.9861, 18.6619, 499, 78.6454, 10.0067)
FEM AUT.INDEXES[0] 3.17745
FEM AUT.INDEXES[1] 193.962
FEM AUT.ANGULAR[0] 44.2643
FEM AUT.ANGULAR[1] 7.94404
FEM AUT.ANGULAR[2] 0
FEM AUT.EXOTIC[0] (486345, 63168.5, 1.45332)
...
FEM AUT.EXOTIC[11] (24964.4, 968.115, 0.484114)

Distance Matrix
0 35.783 11.3015 64.699 54.9117 85.8514 62.6343 79.4317 417.894
418.197 391.592 385.731 398.264 397.892 400.538 401.075 373.283
35.783 0 25.5491 50.2147 49.3012 82.1935 84.1587 98.85 444.387
446.999 416.934 415.341 424.225 427 427.941 428.647 400.817
11.3015 25.5491 0 61.3177 54.6158 86.7006 71.0201 87.1842 427.496
...

```

Discussão de Resultados

Até ao capítulo anterior foi apresentado o método proposto para fazer a extração de características das ossadas computacionalmente. Neste capítulo são efetuadas algumas discussões ao método proposto de forma a estudar o seu funcionamento e são ainda mencionadas alternativas.

6.1 Limiar de Binarização

Ao longo do método proposto o único parâmetro que tem de ser definido manualmente pelo utilizador da aplicação é o limiar superior de binarização para a segmentação. Deste modo, foi considerado pertinente realizar um estudo da sensibilidade das medidas a esse parâmetro. Nesse estudo, foi utilizado como referência o volume das máscaras binárias das ossadas obtidas na secção 4.3.2, também designado nesta Tese como volume ITK. Para tal, obtiveram-se valores de volume ITK com diferentes limiares de binarização que foram gravados para ficheiros e analisados sob a forma gráfica. Foi definido um intervalo de limiar superior de binarização de -950 HU a -750 HU para que este ficasse centrado em -850 HU. Isto porque as ossadas testadas foram as do esqueleto 1, uma vez que no esqueleto 2 a etapa da binarização foi excluída, como explicado na secção 4.4. Nos gráficos da figura 6.1 podem ser visualizados alguns dos resultados obtidos para este estudo.

Depois de efetuada a variação do limiar de binarização pôde ser constatado que à medida que o limiar superior de binarização aumenta, o volume ITK vai diminuindo. Sendo a diminuição mais significativa no início do intervalo de variação. A diminuição do volume já seria de esperar depois de ver os histogramas presentes no capítulo 4 pois verificou-se que a maioria dos pixels possuem valores de TC inferiores

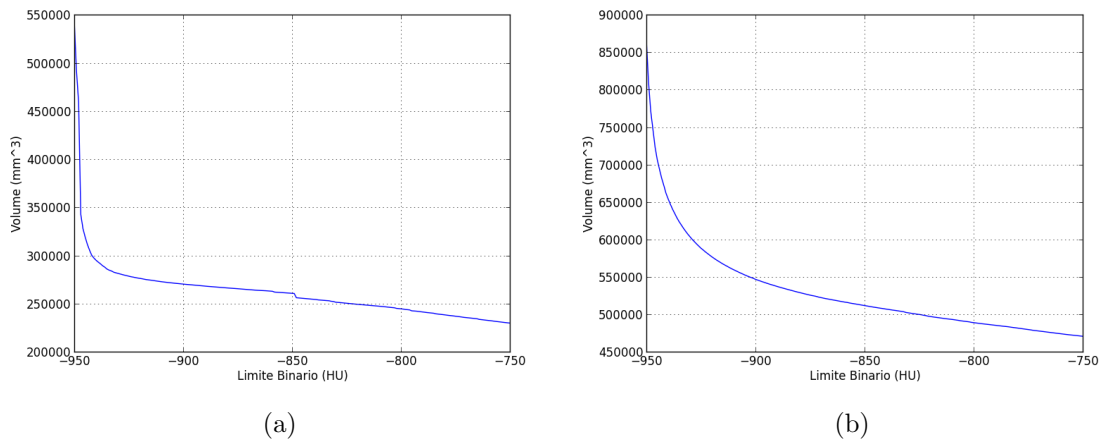


Fig. 6.1: Estudo da variação do volume em função do limiar de binarização: (a) osso coxal direito e (b) crânio. Ambas as ossadas estudadas são referentes ao esqueleto 1.

a -850 HU. No entanto, com estes gráficos foi possível perceber que o valor de -850 HU é de facto um limite de divisão na imagem já que separa a zona onde ocorre a diminuição mais acentuada do volume da zona onde esse decréscimo começa a ser mais suave.

Em suma, verifica-se que a variação do limite binário pode influenciar bastante os valores obtidos para o volume. Variando apenas 200 HU na gama de valores testados, obtivemos grandes intervalos de valores de volume, como por exemplo de 850000 mm^3 a 470000 mm^3 no caso do crânio. Esta variação de valores de volume é muito grande para uma pequena faixa de valores de pixels corroborando a importância de estudar melhor o valor superior de limite binário. Fica a sugestão de realizar futuramente estudos com o objetivo de perceber a melhor maneira de escolher este parâmetro e de encontrar uma forma de automatizar a sua escolha com base nos histogramas das imagens.

6.2 Algoritmos de Reconstrução de Superfícies

Embora o filtro para reconstrução de superfícies selecionado à partida tivesse sido o *contour* do VTK, pois este escolhe a melhor função disponível no VTK para fazer a reconstrução de superfície de acordo com as características da imagem, foram ainda testados mais dois algoritmos para comparação de resultados (ver figura 6.2): o *cuperille* do ITK e o *marching cubes* do VTK.

O algoritmo *cuperille* foi um dos algoritmos escolhidos para ser testado devido à



Fig. 6.2: Algoritmos de reconstrução de superfície.

possibilidade de gerar malhas quadrangulares e por não pertencer ao VTK (logo não está disponível para ser utilizado pelo *contour*). A sua aplicação também teve como intuito perceber qual o tipo de malhas que teriam mais qualidade, as quadrangulares ou as triangulares. O método utilizado pelo algoritmo *cuberille* foi proposto em 1979 por Herman e Liu [87]. Este descreve três planos ortogonais que dividem o volume de uma função implícita em cubos iguais. A superfície gerada é representada pelas faces dos voxels que estão sobre a isosuperfície. Neste algoritmo considera-se que as faces de um voxel estão sobre a isosuperfície, se a função implícita for maior ou igual ao isovalor e esse voxel tiver mais que um vizinho de valor inferior ao isovalor. Este método de reconstrução de superfície tem duas vantagens evidentes: a simplicidade de implementação e a preservação da topologia da superfície. Contudo, também apresenta as desvantagens como: a malha resultante ter uma natureza de bloco e a grande quantidade de vértices. Estes problemas podem ser superados pela projeção dos vértices na isosuperfície e utilizando técnicas de dizimação, respetivamente [88].

A implementação do algoritmo *cuberille* (*itkCuberilleImageToMeshFilter*) depende de sete parâmetros [88]. O isovalor que vai ser utilizado para gerar a superfície é o único parâmetro obrigatório. Os restantes seis parâmetros são opcionais:

- *GenerateTriangleFaces*: Valor booleano que define se as faces da superfície gerada são triangularizadas. Por defeito é realizada a triangulação.
- *ProjectVerticesToSurface*: Valor booleano que determina se os vértices são projetados na isosuperfície. Por defeito os vértices são projetados.

- *ProjectVertexSurfaceDistanceThreshold*: Define o limiar de distância da isosuperfície durante a projeção dos vértices.
- *ProjectVertexStepLength*: Especifica o limiar para o comprimento do passo durante a projeção dos vértices. Quanto mais pequeno for o valor, mais próximo da superfície fica o vértice. Quanto maiores forem os valores, mais convergência é provocada. Por defeito este valor é um quarto do espaçamento máximo.
- *ProjectedVertexStepLengthRelaxationFactor*: Especifica o fator de relaxamento do comprimento do passo do vértice durante a projeção dos vértices. O comprimento do passo é multiplicado por este fator a cada iteração para permitir a convergência. Este valor só se pode situar entre 0 e 1, sendo o valor por defeito 0,95.
- *ProjectedVertexMaximumNumberOfSteps*: Especifica o número de passos máximos que são utilizados durante a projeção dos vértices. O valor por defeito é de 50 passos.

Foram testadas várias combinações de todos estes valores, mas a maior variação das malhas obtidas deu-se quando variados os parâmetros *GenerateTriangleFaces* e *ProjectVerticesToSurface* em conjunto. Na figura 6.3 são apresentadas algumas malhas resultantes da variação desses parâmetros. Verifica-se que com os dois parâmetros a *false* são bem visíveis os blocos que dão origem à superfície. Quando o parâmetro *ProjectVerticesToSurface* é *true*, não é evidenciada grande alteração da qualidade da malha pela projeção dos vértices. Por outro lado, quando ambos os parâmetros são *true* a superfície é triangularizada e conseqüente é notória uma suavização da mesma, todavia verifica-se que a anisotropia é sempre bastante visível. O problema da anisotropia poderia ser resolvido com a aplicação de um filtro de reamostragem da imagem tornando-a isotrópica. Contudo, a utilização deste filtro foi descartada pois as malhas triangulares obtidas com o filtro *contour* do VTK apresentam muito melhor qualidade que as obtidas com o algoritmo *cuberille*, sejam elas quadrangulares ou triangulares. Na figura 6.5 podem ser vistas as superfícies obtidas para algumas ossadas onde se nota em particular o mau desempenho deste filtro comparativamente com o *vtkContourFilter*. Nesta figura verifica-se que o mau desempenho do algoritmo *cuberille* não se limita à textura irregular da malha mas que também aparecem buracos inexistentes no caso de aplicar o filtro *contour*.

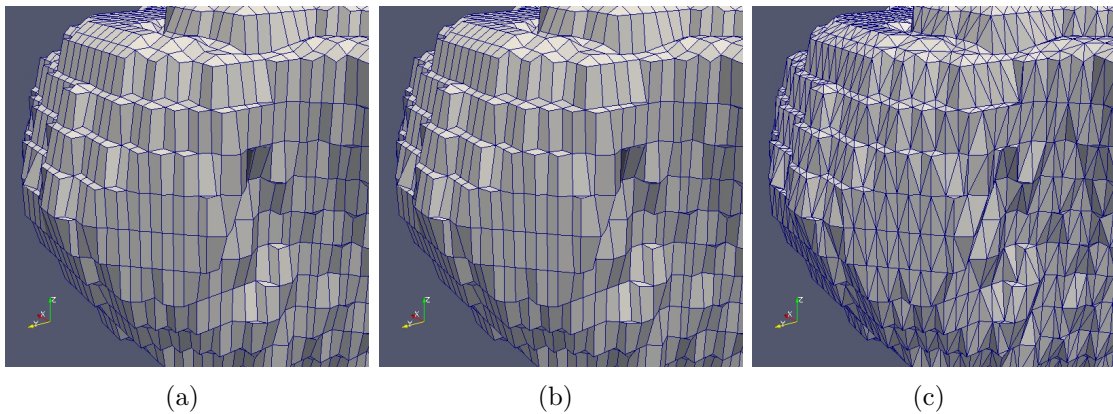


Fig. 6.3: Resultados da aplicação do algoritmo *cuberille* na superfície de um côndilo femoral visualizados através do *ParaView*. Malha gerada com os parâmetros *GenerateTriangleFaces* e *ProjectVerticesToSurface* a *false* (a), malha gerada com *ProjectVerticesToSurface* a *true* (b) e malha gerada com *GenerateTriangleFaces* e *ProjectVerticesToSurface* a *true* (c).

O outro filtro testado foi o *vtkMarchingCubes*. Embora este filtro já estivesse englobado na gama de métodos disponíveis para o *contour* foi testado o seu resultado em particular por ser um método bastante popular na literatura pelo seu bom resultado. O algoritmo *marching cubes* foi proposto em 1987 por Lorens e Cline [89] e tornou-se uma referência na geração de superfícies tridimensionais triangulares. O processo descrito pelo algoritmo divide a região em análise numa série de cubos criados a partir de oito pixels, cada grupo de quatro baseado em *slices* adjacentes. Depois de ter o cubo definido, o algoritmo determina como a superfície o intersesta e move-se para o cubo ao lado. Para perceber a forma como a superfície intersesta o cubo, é atribuído valor "1" ao vértice de um cubo se o seu valor escalar for igual ou superior ao isovalor definido pelo utilizador. Assim, esses vértices são considerados como interior da superfície. Os valores que estão abaixo do valor definido são considerados vértices fora da superfície e portanto recebem o valor "0". Considerando reflexão e rotação existem 14 formas diferentes da superfície intersestar o cubo (ver figura 6.4 (a)).

Nos últimos anos este algoritmo tem sido aprimorado a fim de evitar ambiguidades [90, 91, 92]. Na figura 6.5 encontra-se uma comparação entre os resultados dos algoritmos *cuberille*, *marching cubes* e *contour*. No caso das superfícies obtidas pelo algoritmo *marching cubes* e o algoritmo *contour* verifica-se que não existe nenhuma diferença evidente. Desta forma, apesar de testados mais os algoritmos mencionados, a escolha recaiu na mesma na classe *vtkcontour filter*.

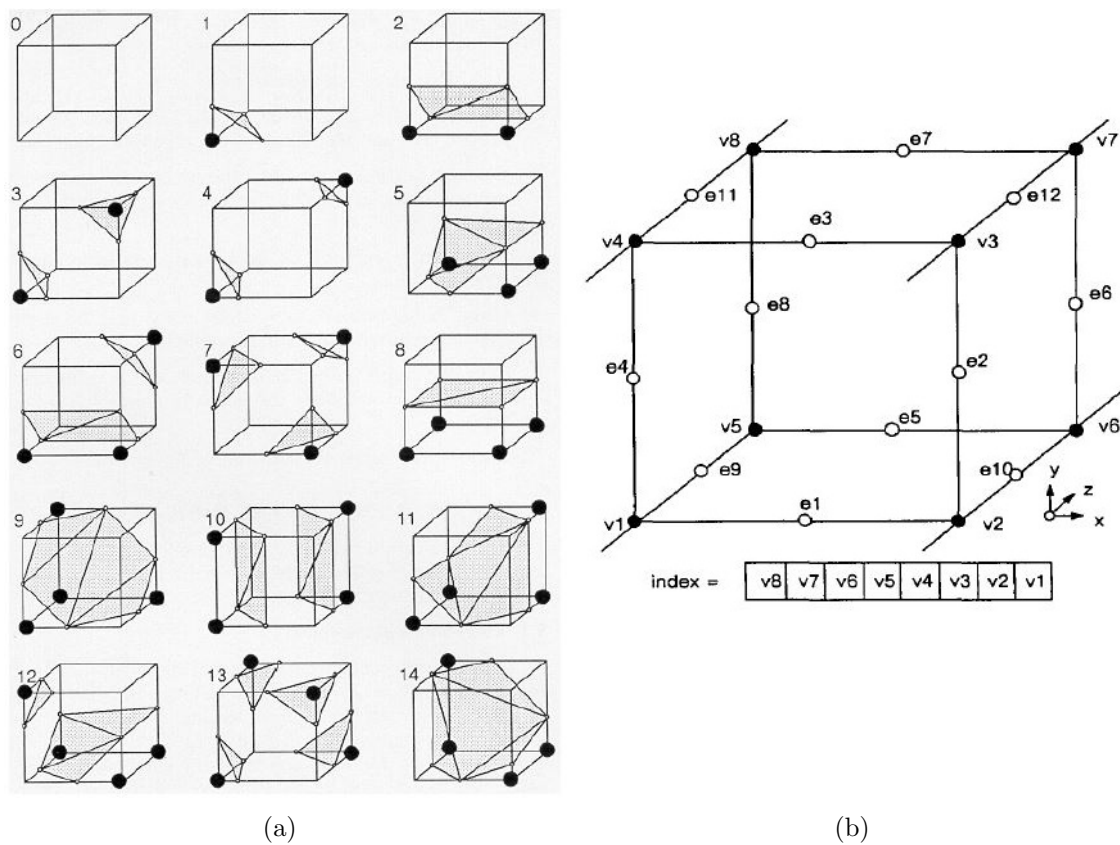


Fig. 6.4: Triangulação através do *marching cubes*: (a) 14 formas possíveis que a superfície tem de interseção o cubo e (b) representação da numeração do cubo segundo este algoritmo. Estas figuras foram retiradas de [89].

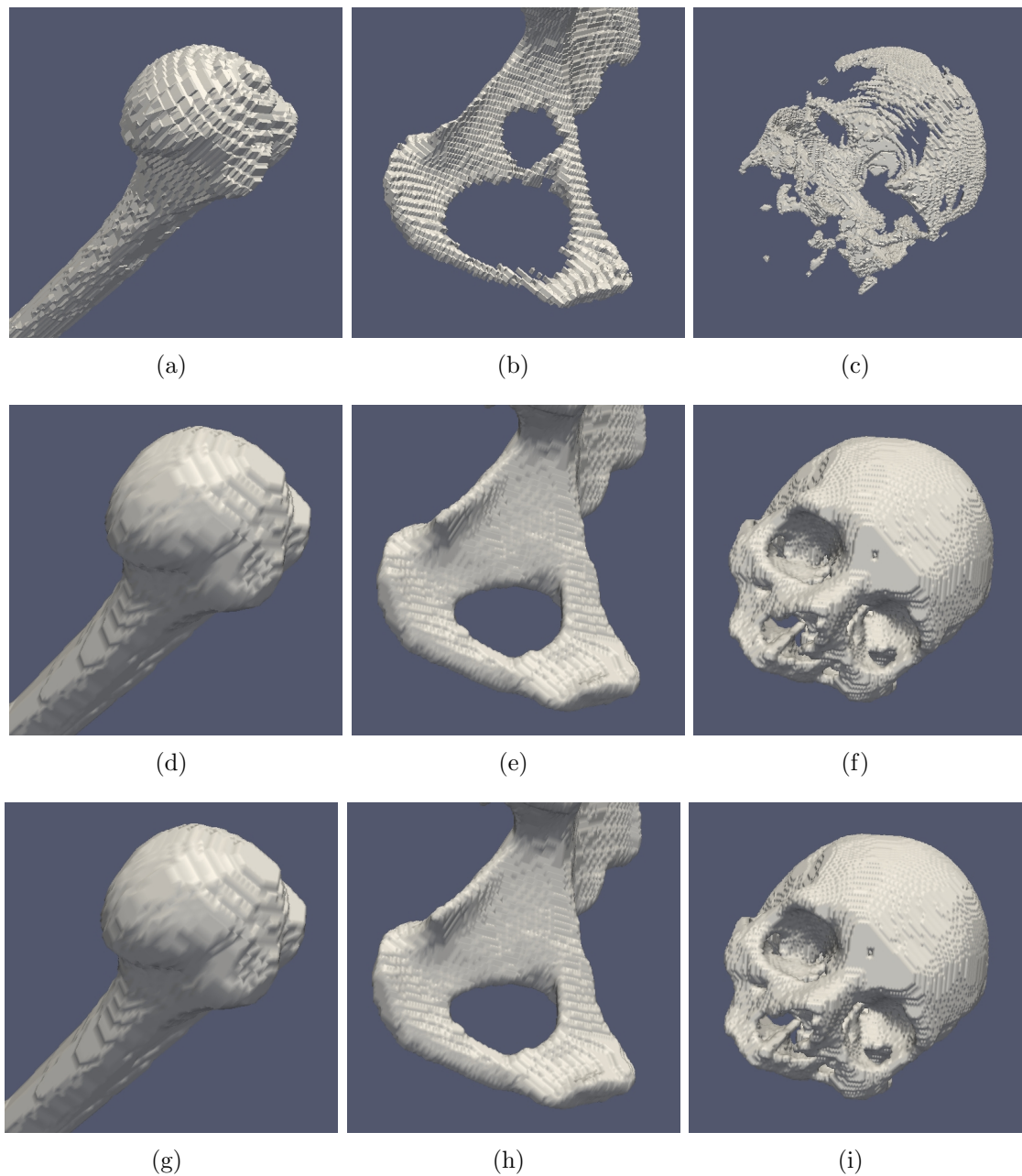


Fig. 6.5: Malhas triangulares obtidas a partir do mapa de distâncias com um isovalor de 0,8 mm para (a) ossada 1 (úmero esquerdo), (b) para a ossada 3 (osso coxal esquerdo) e (c) para ossada 7 (crânio) através da aplicação do algoritmo *cuberille* e as respectivas malhas obtidas com o algoritmo *marching cubes* em (d), (e) e (f). Para comparação são ainda apresentadas as superfícies obtidas com o algoritmo *contour* em (g), (h) e (i).

Tab. 6.1: Comparação dos volumes ITK e VTK.

Esqueleto ID	Ossada ID	Etiqueta	Volume ITK (mm^3)	Volume VTK (mm^3)	Δ	$\Delta(\%)$
1	1	HUMLL	137293	164693	27400	16,6
1	2	HUM_R	148649	177946	29297	16,5
1	3	HIP_L	259814	313082	53268	17,0
1	4	HIP_R	260555	315919	55364	17,5
1	5	FEM_L	427727	486345	58618	12,1
1	6	FEM_R	415399	473252	57853	12,2
1	7	SKULL	512571	671209	158638	23,6
2	8	MENDI	74879	96008	21129	22,0
2	9	HUM_R	184501	214438	29937	14,0
2	10	HIP_R	338817	397074	58257	14,7
2	11	FEM_R	538362	601848	63486	10,5
2	12	TIB_R	349188	388844	39656	10,2
2	13	FIB_R	59133	78669	19536	24,8

6.3 Comparação de volumes: ITK vs VTK

Para perceber a fidedignidade do filtro *mass properties* do VTK (ver secção 5.3.1) foi ainda comparado o volume da superfície obtido através deste filtro com o volume da máscara binária obtida após a segmentação da imagem TC. Em princípio estes valores deveriam ser próximos, dado que as superfícies são reconstruídas a partir da máscara binária ou diretamente da imagem suavizada mas com o mesmo isovalor. Os resultados obtidos encontram-se na tabela 6.1. Nesta tabela não constam os valores para a ossada 14 que corresponde ao crânio do esqueleto 2 pois esta encontra-se dividida ao meio e portanto não foi utilizada na análise de volumes.

De uma forma geral, podemos verificar que a diferença dos valores é ligeiramente superior para as ossadas do esqueleto 1. Este facto pode ser explicado pela reconstrução das superfícies para este esqueleto ter de ser realizada através do mapa de distâncias com um isovalor de 0,8 mm. Portanto, a superfície gerada é um pouco dilatada e é expectável que a diferença seja maior. Pode ainda ser constatado que as maiores diferenças se verificam para o osso com maior volume (o crânio do esqueleto 1) e para o que tem menos volume (a fíbula direita do esqueleto 2). Estes valores podem ser justificados pela morfologia dos ossos em questão. O que estes dois ossos têm em comum é possuírem superfícies de curvatura acentuada. Ao gerar a malha, o algoritmo de *contour* não tem tanta capacidade de manter a forma correta nestes ossos como acontece nos restantes. Com este estudo comprovou-se ainda que para os ossos emparelhados de um mesmo esqueleto, como os úmeros, ossos coxais e fémures do esqueleto 1, a diferença tende a ser quase igual.

Estes resultados foram importantes para comprovar que efetivamente existe uma

diferença significativa entre o volume ITK e o VTK. Por consequência, aquando da implementação do algoritmo classificador será importante tratar estas variáveis como sendo valores distintos. Sugere-se que só um destes volumes seja usado como referência para evitar ambiguidades. Visto que no caso das ossadas estarem em bom estado, o passo da binarização pode ser dispensado, será prudente trabalhar apenas com o volume proveniente da superfície. Deste modo, o passo da binarização será mesmo eliminado quando o esqueleto estiver num estado de conservação razoável.

6.4 Outras Fontes de Dados

Com o objetivo de ultrapassar o problema do número reduzido de imagens que estão disponíveis para testes foi ainda procurada uma fonte de dados alternativa. Como as imagens utilizadas consistem em estudos tomográficos, decidiu-se estudar a hipótese de aproveitar imagens TC adquiridas para fins de diagnóstico. Posto isto, foram usadas duas imagens TC da pélvis com o propósito de fazer a análise dos ossos coxais nelas presentes.

6.4.1 Extração da Superfície

A primeira etapa considerada para a implementação dos métodos descritos anteriormente foi a extração de superfície. Uma vez que os ossos das imagens TC para diagnóstico pertencem a pessoas vivas, encontravam-se em bom estado, logo o processamento de imagem utilizado para as imagens do esqueleto 1 foi dispensado. Assim, foi apenas aplicado o algoritmo de extração de superfície proposto anteriormente, na secção 4.4, sem necessidade de algum tipo de processamento precedente. As superfícies foram geradas com um isovalor de 150 HU (valor característico do Cálcio). Na figura 6.6 podem ser visualizadas as superfícies obtidas. É de evidenciar que na figura 6.6 (a) verificam-se irregularidades da superfície no lado direito devido ao paciente ser detentor de uma prótese.

6.4.2 Simetria Bilateral

O primeiro obstáculo que surgiu foi o facto dos ossos se encontrarem unidos. Desde logo se percebeu que a separação dos mesmos seria difícil, mas para melhor funcionamento das técnicas aplicadas posteriormente, nomeadamente do alinhamento da *shape*, foi realizado um estudo da simetria bilateral para se conseguir separar os

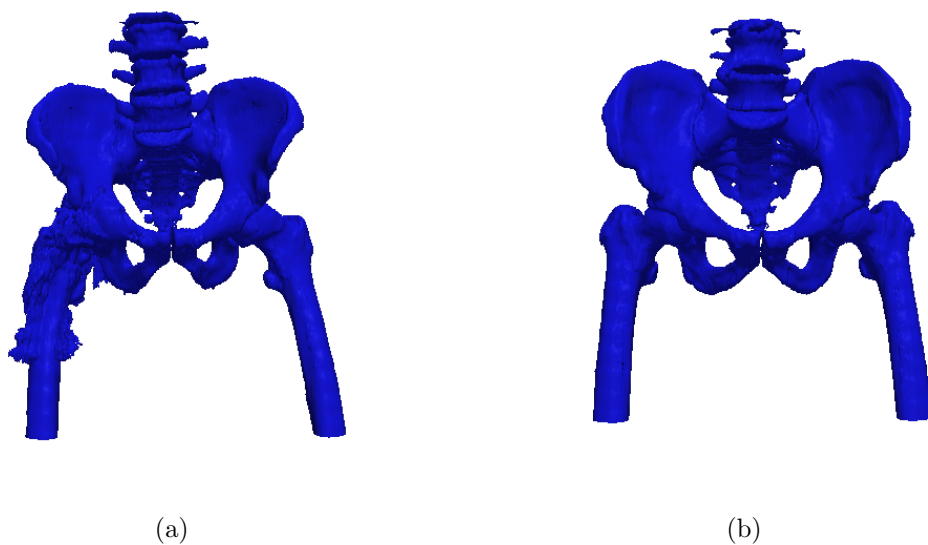


Fig. 6.6: Superfícies geradas a partir de imagens TC de diagnóstico: (a) *scan 1* e (b) *scan 2*.

ossos coxais. O algoritmo que faz o estudo de simetria bilateral pode ser dividido nas seguintes etapas: reflexão, cálculo da transformada que melhor alinha a superfície refletida com a inicial, correção da superfície refletida e divisão da superfície inicial com base na transformada obtida.

Tal como nos restantes algoritmos, o primeiro filtro aplicado é o leitor através da classe *vtkPolyDataReader*. Seguidamente, para realizar a reflexão é utilizado o filtro *vtkReflectionFilter*. Este filtro é configurado com as funções *SetPlaneToX()* e *CopyInputOff()*. A função *SetPlaneToX()* define o eixo do X como normal do plano de reflexão, ou seja, faz com que a reflexão seja realizada segundo o plano YZ. Já a função *CopyInputOff()* faz com que a superfície de saída do filtro de reflexão seja apenas a superfície refletida, caso contrário a superfície inicial também era incluída na imagem de saída. É importante que a saída do filtro de reflexão seja apenas a superfície refletida para os passos seguintes, no entanto, na figura 6.7 (b) pode ser visto o resultado da reflexão sobreposto com a superfície inicial. Depois de fazer a reflexão, a superfície obtida é do tipo *vtkDataObject* e é essencial convertê-la a *vtkDataSet* para a poder utilizar nos filtros que se seguem, dado que estes não aceitam *vtkDataObject*. Isto acontece porque o tipo *vtkDataObject* é apenas uma representação geral dos dados (pontos e células). Para os filtros seguintes aceitarem a superfície os dados *vtkDataObject*, estes têm de ter uma estrutura geométrica

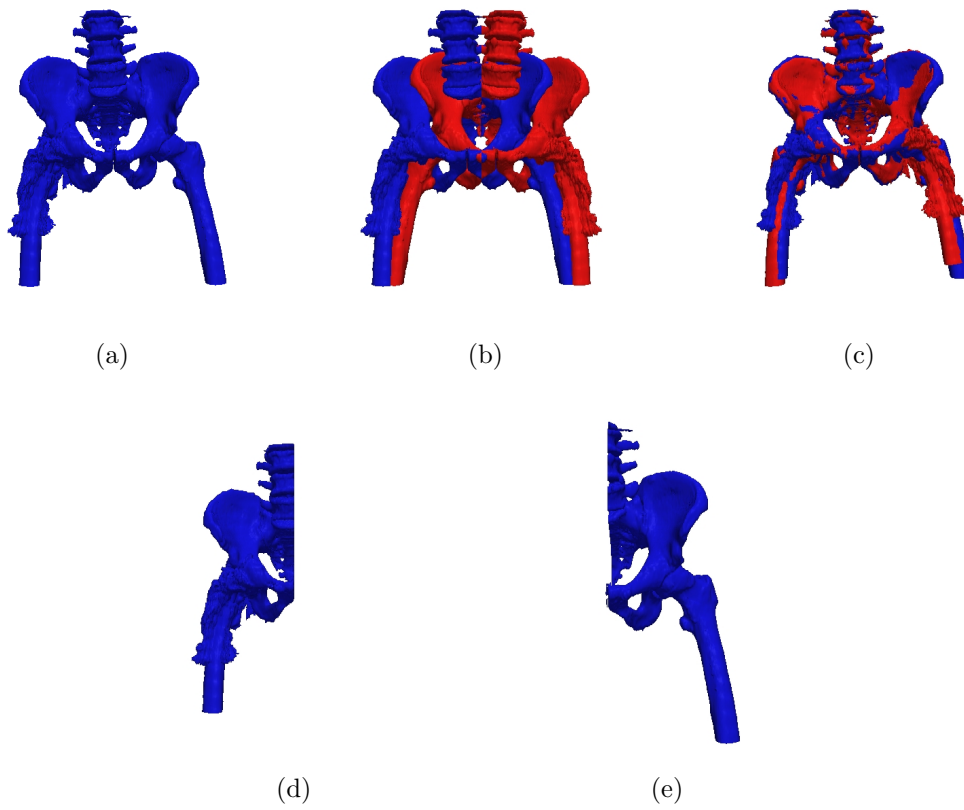


Fig. 6.7: Superfícies utilizadas no estudo de simetria bilateral relativas ao *scan* 1: (a) inicial, (b) refletida sobreposta com a inicial, (c) refletida corrigida, (d) lado direito e (e) lado esquerdo da inicial.

e/ou topológica sendo portanto utilizado o filtro *vtkDataSetSurfaceFilter* para fazer a transformação de *vtkDataObject* para *vtkDataSet*.

Depois da conversão é aplicada a classe *vtkIterativeClosestPointTransform* para fazer o alinhamento da superfície inicial com a refletida. Este filtro é uma implementação do algoritmo de ICP (*Iterative Closest Point*) introduzido por Besl e Mckay em 1992 [93]. Ao longo dos anos este algoritmo tem vindo a ser alvo de algumas modificações surgindo bastantes variantes do mesmo, como pode ser comprovado em [94]. Porém, o funcionamento do ICP necessita sempre de dois conjuntos de pontos (ou malhas), um para servir de modelo (*target*) e outro para se alinhar com o modelo (*source*), baseando-se depois na execução iterativa dos passos:

1. Determinação da correspondência entre pares de pontos das duas malhas.
2. Estimativa da transformação rígida (matriz de rotação $\mathbf{R} \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ e vetor de translação $\mathbf{T} \in \mathbb{R}^3$) que melhor alinha os pares de pontos correspondentes e

aplicação da mesma ao conjunto de dados *source*.

No segundo passo como medida de erro é utilizado o critério dos mínimos quadrados das distâncias dos pares de pontos correspondentes. O algoritmo vai refinando iterativamente a transformada e gerando repetidamente pares de pontos correspondentes das duas malhas. Quando é atingido um número máximo de iterações ou quando a distância média entre os pontos correspondentes é inferior a um determinado valor, o algoritmo para. Ambos os critérios de paragem são definidos pelo utilizador. Para utilizar o ICP foram testadas algumas combinações de parâmetros de entrada tendo sido aplicado como número de iterações máximo, 100, e como distância média máxima, 0.00001 mm. Na definição do filtro foi ainda utilizado mais um parâmetro, o número máximo de *landmarks*, como 1000. Este parâmetro corresponde ao número de pontos que são utilizados para fazer a correspondência entre as malhas. Na configuração do filtro foram também evocadas as funções *StartByMatchingCentroidsOn()* e *CheckMeanDistanceOn()*. A função *StartByMatchingCentroidsOn()* faz com que o processo de alinhamento se inicie pela translação do centroide da *source* para o centroide da *target*. A função *CheckMeanDistanceOn()* força o algoritmo a verificar sempre a distância média entre duas iterações.

Para se perceber se a transformação produz resultados satisfatórios, aplicou-se com o filtro *vtkTransformPolyDataFilter* a transformada ICP à superfície refletida (ver figura 6.7 (c)). Constatando que a transformação é satisfatória, foi definido o plano de simetria com o filtro *vtkPlane*. Para definir este plano foi utilizado o vetor de translação da transformada do ICP para o cálculo da origem do mesmo. Nesse sentido, com o método *GetElement()* da classe *vtkMatrix4x4* acedeu-se ao vetor de translação e definiu-se o ponto origem do plano como sendo metade do vetor de translação. Esta divisão é realizada para que a origem do plano seja a meio da superfície. Para definir o plano é ainda fundamental definir o vetor normal, assumido como o vetor (1,0,0) paralelo ao plano yz. A origem e o vetor normal são respetivamente definidos pelas funções *SetOrigin()* e *SetNormal()*.

Depois de ter o plano de simetria definido utiliza-se o filtro *vtkClipPolyData* para recortar a superfície em dois lados, esquerdo e direito, sendo determinado o plano de corte através da função *SetClipFunction()*. Para extrair ambos os lados do plano são utilizadas as funções *InsideOutOn()* e *InsideOutOff()* que fazem com que a saída do filtro *vtkClipPolyData* seja, na devida ordem, o lado direito e o lado esquerdo. Por fim, é utilizado o filtro *vtkPolyDataWriter* para escrever as

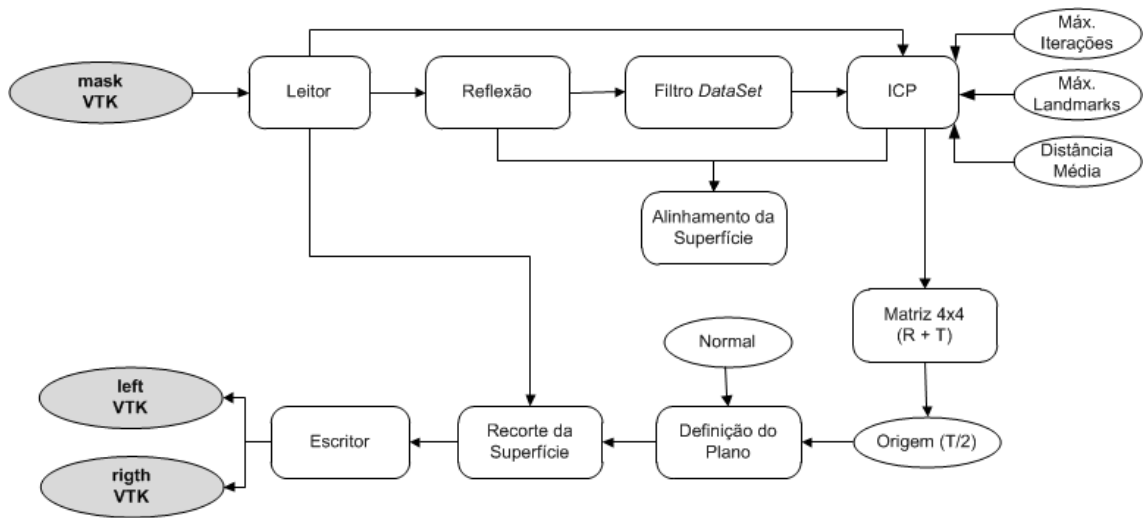


Fig. 6.8: *Pipeline* do algoritmo de estudo de simetria bilateral.

superfícies correspondentes a cada lado que podem ser visualizadas nas figuras 6.7 (d) e (e). A *pipeline* do algoritmo encontra-se na figura 6.8.

6.4.3 Alinhamento da *Shape*

O alinhamento dos pontos de referência a cada osso coxal é realizado através da utilização da técnica manual que recorre à interface gráfica descrita na secção 5.1.2. No entanto, há probabilidade das *shapes* estarem muito deslocadas dos ossos e por isso foi desenvolvido um algoritmo que faz um pré-alinhamento automático para tentar minimizar o trabalho manual. O algoritmo referido inicia-se com a leitura de três malhas: a superfície de um lado esquerdo ou direito dos TC, a superfície de um osso coxal esquerdo ou direito (dependendo do lado da TC em estudo) que pertence à BD do projeto *BONES* e a sua respetiva *shape*. Para fazer o alinhamento, é usado o filtro ICP, que calcula a transformada rígida que melhor adapta a superfície do lado da TC em estudo ao osso coxal do projeto *BONES* correspondente ao mesmo lado. Para obter esta transformada são utilizados os mesmos parâmetros referidos para o estudo da simetria bilateral mas o *target* passa a ser a metade da TC e a *source* a superfície da ossada de osso coxal do mesmo lado. Depois de se ter essa transformada calculada, esta é aplicada à *shape* para que seja alinhada ao osso coxal da metade da TC. Por fim, a *shape* alinhada automaticamente é gravada em disco para poder ser utilizada. A *pipeline* deste algoritmo pode ser encontrada na figura 6.9.

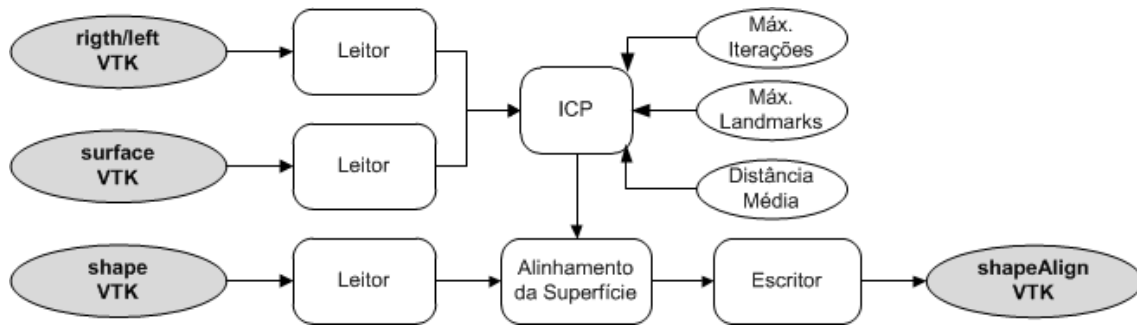


Fig. 6.9: Pipeline do algoritmo de alinhamento da *shape*.

Para efetuar este pré-alinhamento automático foi importante as superfícies serem divididas de modo a facilitar o funcionamento do ICP. Pôde-se constatar que com as superfícies divididas os resultados foram bastante satisfatórios como pode ser visto na figura 6.10.

O alinhamento manual posterior consiste em através da interface gráfica corrigir a *shape* alinhada automaticamente para que esta se adapte acertadamente à superfície da ossada em estudo. Na figura 6.11 estão representadas duas zonas da superfície do osso coxal esquerdo do *scan 2* com a respetiva *shape* depois do alinhamento. As grandes dificuldades encontradas ao fazer este alinhamento prendem-se com a correção das *landmarks* que se encontram em zonas de junção, como a L_3 e a L_9 que correspondem ao centro do acetábulo e à articulação do sacro.

6.4.4 Extração das Características

Com a *shape* acertada foi estudada a aplicação dos algoritmos já mencionados na secção 5.3: *mass properties*, matriz de distâncias e algoritmo HIP. Dos três algoritmos referidos, a aplicação do *mass properties* foi desde logo descartada visto que este atua sobre a superfície e os valores obtidos não seriam relativos aos ossos coxais mas a toda a metade da TC. Assim sendo, com estas superfícies apenas foram aplicados os outros dois algoritmos, uma vez que atuam na *shape*. As matrizes de distâncias obtidas podem ser vistas na figura 6.12 e as medidas calculadas através do algoritmo HIP podem ser consultadas nas tabelas 6.2 e 6.3.

As principais dificuldades associadas a esta fonte de dados estão ligadas ao problema da união dos ossos. Além de limitar o alinhamento correto das *landmarks*, este facto faz ainda com que os algoritmos de extração de características que utilizam superfícies não possam ser aplicados para obter informação acerca de um osso

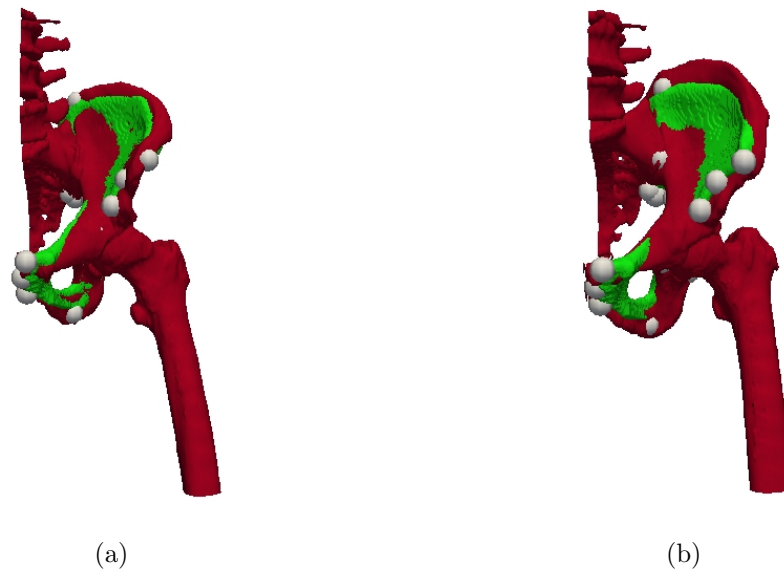


Fig. 6.10: Resultados do pré-alinhamento automático para os ossos coxais do lado esquerdo: (a) *scan 1* e (b) *scan 2*. Nesta figura o lado esquerdo extraído a cada *scan* TC encontra-se a vermelho. A verde está representada a ossada utilizada para o alinhamento (que neste caso pertence ao esqueleto 1). As esferas brancas correspondem às *landmarks* já alinhadas.

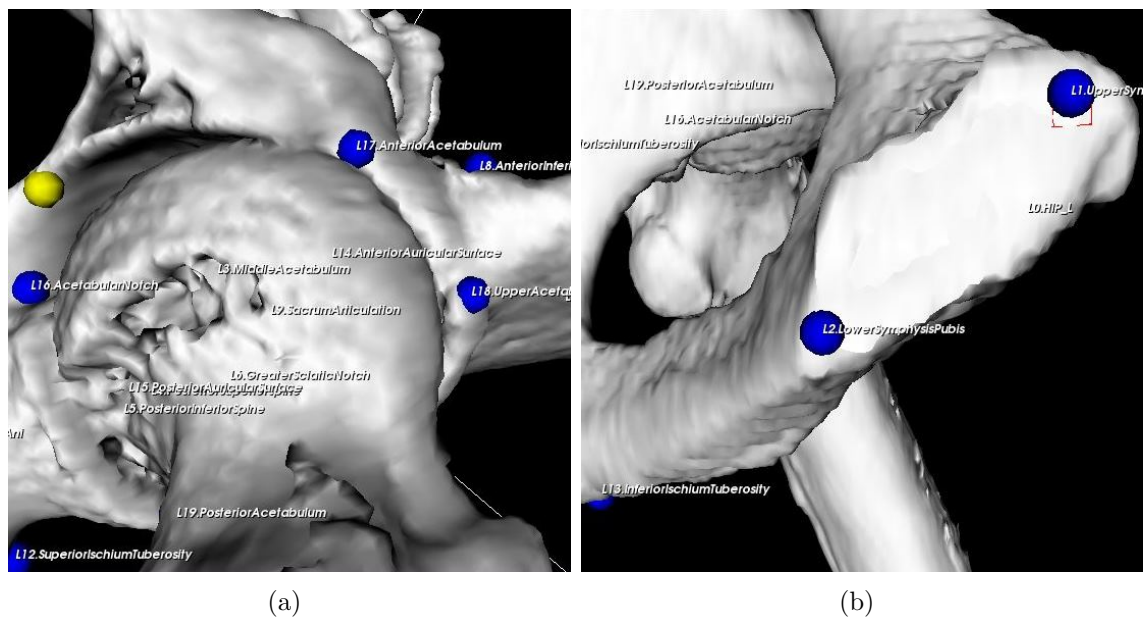


Fig. 6.11: Resultados do alinhamento manual para o osso coxal esquerdo do *scan 2*: (a) *landmarks* do acetábulo e (b) *landmarks* da sínfise.

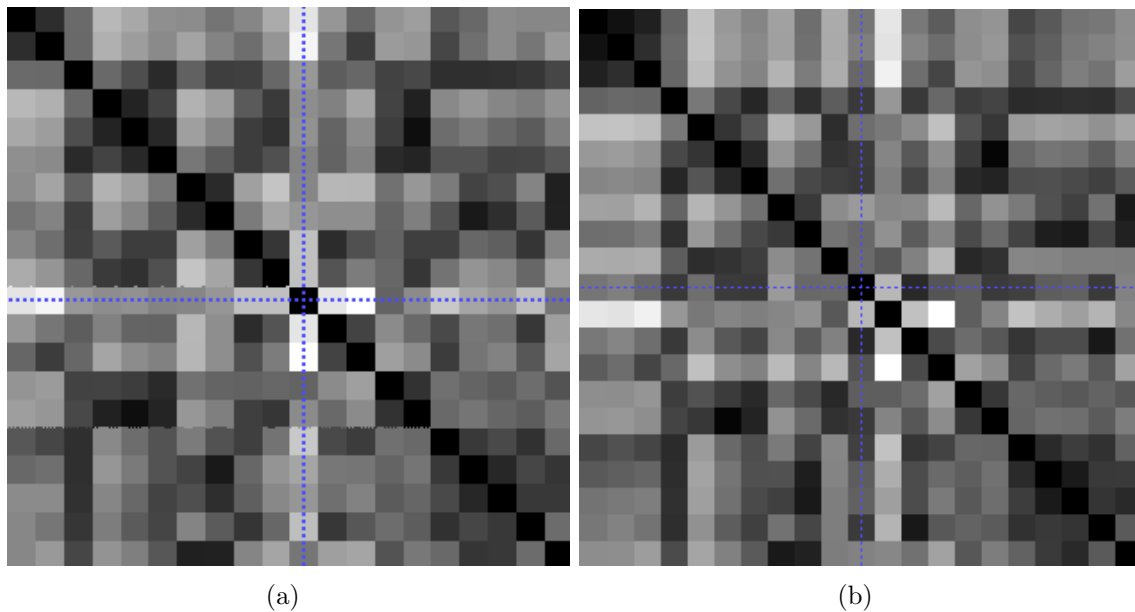


Fig. 6.12: Matrizes de distâncias obtidas a partir das *shapes* dos ossos coxais esquerdos das superfícies das imagens TC obtidas para diagnóstico representadas na figura 6.6: (a) *scan 1* e (b) *scan 2*.

Tab. 6.2: Valores obtidos para as medições do osso coxal esquerdo do *scan 1*.

Medidas Padrão	Valor (mm)
Altura	109.058
Largura Íliaca	104.331
Comprimento da Púbis	137.996
Comprimento do Isquíio	53.116
Medidas Extensivas	Valor (mm)
Comprimento do Íliaco	101.62
Comprimento da Sínfise	82.183
Comprimento da Face Auricular	49.39
Largura Mínima do Íliaco na Porção Inferior	42.220
Abertura da Incisura Isquiática Maior	102.716
Profundidade da Incisura Isquiática Maior	84.203
Diâmetro Vertical do Acetábulo	55.012
Diâmetro Transversal do Acetábulo	44.137

Tab. 6.3: Valores obtidos para as medições do osso coxal esquerdo do *scan 2*.

Medidas Padrão	Valor (mm)
Altura	228.94
Largura Ilíaca	163.33
Comprimento da Púbis	94.62
Comprimento do Isquíó	94.02
Medidas <i>Extensivas</i>	Valor (mm)
Comprimento do Ilíaco	136.09
Comprimento da Sínfise	41.96
Comprimento da Face Auricular	49.39
Largura Mínima do Ilíaco na Porção Inferior	81.58
Abertura da Incisura Isquiática Maior	53.85
Profundidade da Incisura Isquiática Maior	32.39
Diâmetro Vertical do Acetábulo	55.17
Diâmetro Transversal do Acetábulo	51.61

individual. Desta forma, propõe-se que a segmentação destas imagens seja alvo de um estudo mais minucioso de maneira a aumentar a eficácia da sua aplicação.

Porém, depois de implementados e aplicados os algoritmos mencionados anteriormente pode-se verificar que as medidas calculadas tomam valores aceitáveis, ou seja, que estão dentro dos intervalos de valores esperados para este tipo de medições. Por isto, comprova-se que efetivamente o procedimento tem potencial e poderá ser utilizado para outros ossos. Este exemplo centrou-se no osso coxal, mas as mesmas imagens contêm também, por exemplo, as extremidades superiores do fémur que podem ser estudadas. Esta fonte de dados permite ultrapassar a dificuldade de teste inerente à pequena quantidade de ossadas disponíveis, mas também ajudaria a superar o problema dos ossos não estarem classificados pois essa informação poderia ser encontrada no cabeçalho DICOM das imagens TC. Com um número de imagens significativo e a sua respetiva classificação iria ainda existir uma base para a construção de um algoritmo de classificação fidedigno.

Conclusão

A identificação forense de ossadas é uma área de suma importância tanto a nível legal como humanitário pois através dela as pessoas podem ver cobrados os seus deveres ou preservados os seus direitos. Assim, esta área de conhecimento requer métodos sensíveis e específicos. A grande aplicação da identificação forense é a criação de perfis biológicos que estimam a idade à morte, sexo, ancestralidade e a estatura de um indivíduo através de indicadores morfológicos. A ideia desta Tese apareceu ao verificar que os numerosos estudos que surgem com métodos para realizar identificação forense se baseiam maioritariamente em medições que são extraídas com equipamentos clássicos. Pretendeu-se assim propôr um método que alia as noções básicas de antropologia forense à tecnologia TC atual e a técnicas de processamento e visualização de imagem médica de forma a criar um sistema computacional de identificação forense inovador. Com as metodologias propostas os objetivos foram cumpridos e os algoritmos implementados demonstram representar um grande avanço relativamente ao método tradicional utilizado. No entanto, foram encontradas algumas dificuldades que por vezes fizeram alterar o rumo do estudo ficando ainda muitas ideias em aberto.

A implementação da BD foi a primeira etapa executada deste trabalho. A BD proposta foi suficiente para estruturar os dados acerca das ossadas disponíveis mas ainda poderá ser melhorada com a criação de tabelas que especifiquem os modelos geométricos tais como tabelas para as *landmarks* e para as *bodyparts*. Foram ainda desenvolvidos algoritmos de reconstrução de superfícies que desde logo suscitaram a necessidade de processamento de imagem para melhorar a qualidade das malhas obtidas das ossadas do primeiro esqueleto. Devido ao avançado estado de degradação das ossadas deste esqueleto, os algoritmos de processamento de imagem

aplicados vieram melhorar as consequentes superfícies. Com o processamento implementado para melhorar a qualidade das malhas foram criadas ferramentas para avaliar corretamente ossos com diferentes graus de degradação.

Não obstante, durante o desenvolvimento desses algoritmos foi ainda criado um método de adelgaçamento de forma a retirar partido da máscara binária e extrair automaticamente pontos de referência das ossadas. O algoritmo foi aplicado a vários ossos e concluiu-se que apenas seria útil em ossos longos. No entanto, mesmo para esses o algoritmo apresenta algumas incoerências na deteção das bifurcações do eixo medial. Este algoritmo deve ser revisto para automaticamente perceber quando é que os pontos de bifurcação aparecem triplicados. Este estudo poderá ter como base o cálculo da distância entre os pontos classificados como bifurcação e quando esta não estiver num intervalo mínimo de valores, os pontos em questão devem de ser considerados como um único ponto de referência.

No seguimento do processamento de imagem foi realizada a reconstrução de superfícies que como demonstrado pelo estudo apresentado na secção 6.1 ainda requer alguma atenção quanto ao isovalor a ser utilizado. Nesta área o trabalho futuro deverá incidir no estudo de algoritmos de limiarização ótima de modo a automatizar a seleção deste parâmetro e reduzir o aspeto subjetivo da sua escolha. Posteriormente, foi concretizada a criação e o alinhamento dos modelos geométricos de pontos de referência às ossadas. É a única etapa do método proposto que é totalmente manual. A criação do primeiro modelo para cada osso deverá continuar a ser realizada manualmente mas o alinhamento poderá ser otimizado com alterações na interface gráfica utilizada. Neste momento, a interface gráfica permite carregar uma superfície e um modelo para fazer o alinhamento mas para elaborar esse alinhamento parte-se da premissa que o ponto mais próximo das coordenadas seleccionadas será a *landmark* a ajustar. Porém, verificou-se que em alguns casos o modelo estava tão deslocado no espaço que o ponto mais próximo não correspondia à *landmark* a ajustar. Algumas melhorias implementadas poderiam passar pela projeção automática dos pontos do modelo na superfície e possibilitar ao utilizador escolher a *landmark* que pretende ajustar naquele ponto. Ainda na sequência dos modelos geométricos foram discutidos métodos de criação de modelos médios que, embora não tenham sido muito aplicados devido ao número reduzido de ossadas, com certeza serão uma boa escolha quando o número de ossadas crescer.

Os algoritmos de extração de características foram um ponto fulcral em todo o método pois é a partir destes que se determinam as medidas conseguidas nos métodos manuais. Com a aplicação de técnicas de processamento e visualização, estes

algoritmos conseguem extrair medidas 1D, 2D e 3D. Também nestes algoritmos alguns pormenores podem ser melhorados nomeadamente no algoritmo FEM. Este algoritmo calcula a maioria das medidas propostas mas em algumas, em particular nas medidas *extensivas* e *exóticas* do trocânter menor, existiram dificuldades de implementação dos cálculos devido à própria morfologia do fémur que torna complexo o isolamento desta zona. Por outro lado, nas medidas *exóticas* da parte média da diáfise e de toda a extremidade inferior do fémur foram implementados os cálculos mas ainda existem dúvidas quando à fidedignidade dos valores obtidos pois o filtro *vtkMassProperties* não estava a funcionar corretamente quando o recorte da superfície excluía a zona superior do plano. Posto isto, é sugerido que este filtro seja alvo de um estudo mais aprofundado. A nível dos modelos geométricos o osso coxal não teve um modelo tão completo como o do fémur devido à sua morfologia irregular, sendo interessante aumentar o estudo sobre estes ossos e definir, por exemplo, ângulos que permitissem tirar conclusões até a nível da pélvis.

O número de ossadas é ainda pouco expressivo. Desta forma, sugeriu-se uma fonte alternativa de dados: imagens TC adquiridas para diagnóstico diariamente nos centros hospitalares. Estas imagens além de solucionarem o problema do número reduzido de ossadas e da falta de informação acerca das mesmas poderão servir para a construção de conjuntos de treino e teste e assim permitir a criação de um algoritmo classificador. O grande problema de utilizar as imagens TC de diagnóstico reside no isolamento dos ossos. No caso do osso coxal, que foi o osso alvo de estudo na secção 6.4, o facto de não estar isolado dos restantes tornou especialmente difícil a colocação das *landmarks* L_3 e L_9 que correspondem a zonas de articulação que não se encontram visíveis. Assim, para aplicação deste método em imagens TC de diagnóstico uma das frentes em que se deve apostar é no isolamento dos ossos nelas presentes. Apesar das dificuldades apontadas, a aplicação destas imagens tem potencial.

Ainda como trabalho futuro seria interessante estudar a aplicação do método proposto a outros tipos de imagens. Como a TC é um método caro seria muito bom se fosse possível extrair superfícies e *shapes* de imagens em que a aquisição seja mais económica. Por outro lado, também não pode ser esquecido que antes de passar para a etapa da classificação é importante realizar uma "limpeza de dados" visto que algumas medidas são adquiridas por mais que um algoritmo aparecendo repetidas no relatório final o que causa redundância.

Em suma, o método proposto é mais proveitoso que os tradicionais métodos manuais por oferecer a possibilidade de extrair medidas 1D, 2D, e 3D, ser simples

e facilmente reproduzível. Deste modo, será possível aumentar a precisão de um classificador e elevar a probabilidade de identificação positiva em situações forenses. Também pelo facto de ter como base imagens TC, tem a vantagem de poder ser aplicado em corpos em diferentes estados de decomposição e carbonizados provenientes de cenas de crime. Além disso, como foi possível constatar, este método funciona bem para diferentes protocolos de aquisição de imagem aceitando imagens TC de diferentes proveniências. O facto de consistir num procedimento maioritariamente automático traduz igualmente um benefício quanto à redução da subjetividade inerente às medições manuais efetuadas na identificação forense, o que é importante na vertente da Medicina Legal.

Bibliografia

- [1] A. Buchner, "The identification of human remains," *Int Dent J*, vol. 35, pp. 307–311, 1985.
- [2] E. F. Kranioti and R. R. Paine, "Forensic anthropology in europe: an assessment of current status and application," *Journal of Anthropological Sciences*, vol. 89, pp. 71–92, 2011.
- [3] C. Cattaneo, "Forensic anthropology: developments of a classical discipline in the new millennium," *Forensic Science Internacional*, vol. 165, pp. 185–193, 2007.
- [4] S. M. Black, "Forensic anthropology - regulation in the united kingdom," *Science and Justice*, vol. 43, no. 4, pp. 187–192, 2003.
- [5] L. Scheuer, "Application of osteology to forensic medicine," *Wiley InterScience*, vol. 15, pp. 297–312, 2002.
- [6] D. Komar, "Lessons from srebrenica: the contributions and limitations of physical anthropology in identifying victims of war crimes," *J. Forensic Sci.*, vol. 48, no. 4, pp. 713–716, 2003.
- [7] M. P. Djuric, "Anthropological data in individualisation of skeletal remains from a forensic context in kosovo - a case history," *J. Forensic Sci.*, vol. 49, no. 3, pp. 464–468, 2004.
- [8] Z. Budimlija et al., "World trade center human identification project: experiences with individual body identification cases," *Croat. Med. J.*, vol. 44, no. 3, pp. 259–262, 2003.
- [9] Assembleia da República, "Decreto-Lei nº 166/2012: Aprova a orgânica do Instituto Nacional de Medicina Legal e Ciências Forenses, I. P.," *Diário da República*, 1.ª série - N.º 147, pp. 3951–3957, julho 2012.
- [10] A. R. W. Jackson and J. M. Jackson, *Forensic Science*. Prentice Hall, 3rd ed., 2011.

-
- [11] E. Kelly, *Encyclopedia of Human Body Systems - The Skeletal System*, vol. II. Greenwood, 2010.
- [12] K. Saladin, *Anatomy and Physiology: The Unity of Form and Function*. The McGraw-Hill Companies, 5 th ed., 2009.
- [13] P. Tate, *Seeley's Principles of Anatomy and Physiology*. McGraw-Hill, 2nd ed., 2012.
- [14] H. Gray, *Anatomy of the human body*. Lea and Febiger, 20th ed., 2000.
- [15] A. Schmeling, G. Geserick, W. Reisinger, and A. Olze, "Age estimation," *Forensic Science International*, vol. 165, pp. 178–181, 2007.
- [16] D. Franklin, "Forensic age estimation in human skeletal remains: Current concepts and future directions," *Legal Medicine*, vol. 12, no. 1-7, 2010.
- [17] W. Logan and R. Kronfeld, "Development of the human jaws and surrounding structures from birth to the age of fifteen years," *JADA*, vol. 20, pp. 379–427, 1933.
- [18] I. Schour and M. Massler, "The development of the human dentition," *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 28, pp. 1153–1160, 1941.
- [19] H. Lamendin et al., "A simple technique for age estimation in adult corpses: the two criteria dental method," *J. Forensic Sci.*, vol. 37, no. 5, pp. 1373–1379, 1993.
- [20] P. Kagerer and G. Grupe, "Age-at-death diagnosis and determination of life-history parameters by incremental lines in human dental cementum as an identification aid," *Forensic Sci. Int.*, vol. 118, no. 1, pp. 75–82, 2001.
- [21] R. B. Bassed and A. J. Hill, "The use of computed tomography (ct) to estimate age in the 2009 victorian bushfire victims: A case report," *Forensic Science International*, vol. 205, pp. 48–51, 2011.
- [22] M. M. Khorate, A. Dinkar, and J. Ahmedb, "Accuracy of age estimation methods from orthopantomograph in forensic odontology: A comparative study," *Forensic Science International*, vol. 234, pp. 184.e1–184.e8, 2014.
- [23] C. Rissech and A. Malgosa, "Ilium growth study: applicability in sex and age diagnosis," *Forensic Science International*, vol. 147, pp. 165–174, 2005.
- [24] C. Rissech and A. Malgosa, "Pubis growth study: Applicability in sexual and age diagnostic," *Forensic Science International*, vol. 173, pp. 137–145, 2007.
- [25] J. Buckberry and A. Chamberlain, "Age estimation from the auricular surface of the illium: a revised method," *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 119, pp. 231–239, 2002.

- [26] C. Rouge -Maillart et al., "Development of a method to estimate skeletal age at death in adults using the acetabulum and the auricular surface on a portuguese population," *Forensic Science International*, vol. 188, pp. 91–95, 2009.
- [27] S. M. Hens and M. G. Belcastro, "Auricular surface aging: A blind test of the revised method on historic italians from sardinia," *Forensic Science International*, vol. 214, pp. 209.e1–209.e5, 2012.
- [28] A. Sinha and V. Gupta, "A study on estimation of age from pubic symphysis," *Forensic Science International*, vol. 75, no. 73-78, 1995.
- [29] X. Chen, Z. Zhang, and L. Tao, "Determination of male age at death in chinese han population: Using quantitative variables statistical analysis from pubic bones," *Forensic Science International*, vol. 175, pp. 36–43, 2008.
- [30] X. Chen, Z. Zhang, G. Zhu, and L. Tao, "Determining the age at death of females in the chinese han population: Using quantitative variables and statistical analysis from pubic bones," *Forensic Science International*, vol. 210, pp. 278.e1–278.e8, 2011.
- [31] R. Martins, P. E. Oliveira, and A. Schmitt, "Estimation of age at death from the pubic symphysis and the auricular surface of the ilium using a smoothing procedure," *Forensic Science International*, vol. 219, pp. 287.e1–287.e7, 2012.
- [32] R. F. Castillo, D. H. Ubelaker, and M. Djorojevic, "Age estimation through histological study of trabecular volume and cortical bone width of the iliac crest," *Science and Justice*, vol. 52, pp. 177–180, 2012.
- [33] E. Hillewig et al., "Magnetic resonance imaging of the medial extremity of the clavicle in forensic bone age determination: a new four-minute approach," *Forensic Medicine*, vol. 21, pp. 757–767, 2011.
- [34] H. M. Karakas and A. Harma, "Femoral shaft bowing with age: a digital radiological study of anatolian caucasian adults," *Diagn Interv Radiol*, vol. 14, pp. 29–32, 2008.
- [35] L. Ríos, K. Weisensee, and C. Rissech, "Sacral fusion as an aid in age estimation," *Forensic Science International*, vol. 180, pp. 111.e1–111.e7, 2008.
- [36] D. E. Derry, "On the sexual and racial characters of the human ilium," *Journal of Anatomy*, vol. 58, pp. 71–83, October 1923.
- [37] S. L. Washburn, "Sex differences in the pubic bone," *American Journal of Physical Anthropology*, vol. 6, pp. 199–208, June 1948.
- [38] S. Singh and B. R. Potturi, "Greater sciatic notch in sex determination," *Journal of Anatomy*, vol. 125, pp. 619–624, 1978.

- [39] M. Patriquin and M. Steyn, "Metric analysis of sex differences in south african black and white pelves," *Forensic Science International*, vol. 147, pp. 119–127, 2005.
- [40] V. Kanabur, "Identification of the sex of human hip bone by metric analysis of its anterior border," *Biomedical Research*, vol. 23, pp. 211–214, February 2012.
- [41] K. Edwards, M.D.Viner, W.Schweitzer, and M.J.Thali, "Sex determination from the foramen magnum," *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, vol. 1, pp. 186–192, 2013.
- [42] T. Kanchan, A. Gupta, and K. Krishan, "Estimation of sex from mastoid triangle - a craniometric analysis," *Journal of Forensic and Legal Medicine*, vol. 20, pp. 855–860, August 2013.
- [43] J. Isaza et al., "Assessment of sex from endocranial cavity using volume-rendered ct scans in a sample from medellín, colombia," *Forensic Science International*, vol. 234, pp. 186.e1–186.e10, 2014.
- [44] D. Charisi et al., "Sexual dimorphism of the arm bones in a modern greek population," *J Forensic Sci*, vol. 56, pp. 10–18, 2011.
- [45] M. S. Robinson et al., "An assessment of the accuracy of discriminant function equations for sex determination of the femur and tibia from a south african population," *Forensic Sci Int*, vol. 206, pp. 212.e1–212.e5, March 2011.
- [46] R. Srivastava et al., "A study of sexual dimorphism in the femur among north indians," *J Forensic Sci*, vol. 57, pp. 19–23, 2012.
- [47] D.-I. Kim, D.-S. Kwak, and S.-H. Han, "Sex determination using discriminant analysis of the medial and lateral condyles of the femur in koreans," *Forensic Science International*, vol. 233, pp. 121–125, 2013.
- [48] D. A. E. Morsi and A. A. A. Hawary, "Sex determination by the length of metacarpals and phalanges: X-ray study on egyptian population," *Journal of Forensic and Legal Medicine*, vol. 20, pp. 6–12, 2013.
- [49] S. Rodriguez et al., "The use of computerized tomography in determining stature and sex from metatarsal bones," *Legal Medicine*, vol. 16, pp. 252–257, September 2014.
- [50] R. Bongiovanni and M. K. Spradley, "Estimating sex of the human skeleton based on metrics of the sternum," *Forensic Science International*, vol. 219, pp. 290.e1–290.e7, June 2012.
- [51] M. S. Robinson and M. A. Bidmos, "The skull and humerus in the determination of sex: Reliability of discriminant function equations," *Forensic Science International*, vol. 186, pp. 86.e1– 86.e5, 2009.

- [52] G. R. Dabbs and P. H. Moore-Jansen, "A method for estimating sex using metric - analysis of the scapula," *J Forensic Sci*, vol. 55, no. 1, pp. 149–152, 2010.
- [53] V. A. Papaioannou et al., "Sexual dimorphism of the scapula and the clavicle in a contemporary greek population: Applications in forensic identification," *Forensic Science International*, vol. 217, pp. 231.e1– 231.e7, April 2012.
- [54] M. Kralik, P. Urbanova, and M. Wagenknechtova, "Sex assessment using clavicle measurements: Inter- and intra- population comparisons," *Forensic Science International*, vol. 234, pp. 181.e1–181.e15, 2014.
- [55] J. Blumenfeld, "Racial identification in the skull and teeth," *Journal of Anthropology*, vol. 8, no. 1, pp. 20–33, 2000.
- [56] J. K. Lundy, "The mathematical versus anatomical methods of stature," *Am. J. Forensic. Med. Pathol.*, vol. 6, pp. 73–75, 1985.
- [57] M. Trotter and G. Gleser, "Estimation of stature from long limb bones of american whites and negroes," *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 47, pp. 355–356, 1952.
- [58] M. D. Mendonça, "Estimation of height from the length of long bones in a portuguese adult population," *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 112, pp. 39–48, 2000.
- [59] R. Hauser, J. Smolinski, and T. Gos, "The estimation of stature on the basis of measurements of the femur," *Forensic Sci Int*, vol. 147, pp. 185–190, 2005.
- [60] P. P. Mukhopadhyay, T. K. Ghosh, U. Dan, and S. Biswas, "Correlation between maximum femoral length and epicondylar breadth and its application in stature estimation: A population specific study in indian bengali males," *J Indian Acad Forensic Med*, vol. 32, no. 3, pp. 204–207, 2010.
- [61] K. Krishan, "Estimation of stature from cephalo-facial anthropometry in north indian population," *Forensic Science International*, vol. 181, pp. 52.e1–52.e6, 2008.
- [62] M. Pininski and D. Brits, "Estimating stature in south african populations using various measures of the sacrum," *Forensic Science International*, vol. 234, pp. 182.e1–182.e7, 2014.
- [63] C. Milani and G. L. Panattoni, "Estimation of stature from the vertebral column in physical and forensic anthropology," *Journal of Biological Research*, vol. 86, pp. 29–32, April 2013.
- [64] M. Trotter and G. Gleser, "A re-evaluation of estimation of stature based on measurements of stature taken during life and of bones after death," *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 16, pp. 79–124, 1958.

- [65] K. Chibba and M. Bidmos, "Using tibia fragments from south africans of european descent to estimate maximum tibia length and stature," *Forensic Sci Int.*, vol. 169, pp. 145–151, Jul 2007.
- [66] M. A. Bidmos, "Fragmentary femora: Evaluation of the accuracy of the direct and indirect methods in stature reconstruction," *Forensic Science International*, vol. 192, pp. 131.e1–131.e5, 2009.
- [67] B. Choi, Y. Chae, and I. Chung, "Correlation between the postmortem stature and the dried limb-bone lengths of korean adult males," *Yonsei Med J*, vol. 38, pp. 79–85, 1997.
- [68] N. K. Mohanty, "Prediction of height from percutaneous tibial length amongst oriya population," *Forensic Sci Int*, vol. 98, pp. 137–141, 1998.
- [69] I. Hasegawa et al., "Stature estimation formulae from radiographically determined limb bone length in a modern japanese population," *Legal Medicine*, vol. 11, pp. 260–266, 2009.
- [70] H. Singh and J. Neutze, *Radiology Fundamentals - Introduction to Imaging and Technology*. Springer, 4th ed., 2012.
- [71] T. M. Buzug, *Computed Tomography - From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT*. Springer, 1st ed., 2008.
- [72] K. J. Johnson and E. Bache, *Imaging in Pediatric Skeletal Trauma - Techniques and Applications*. Springer, 1st ed., 2008.
- [73] O. S. Pianykh, *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) - A Practical Introduction and Survival Guide*. Springer, 1st ed., 2008.
- [74] Kitware, Inc., *The VTK Users Guide*. Kitware, Inc., 11th ed., 2010.
- [75] S. Pinheiro, "Morphometric analysis of skeleton remains using image processing techniques," tech. rep., Instituto Superior de Engenharia do Porto, June 2011.
- [76] H. J. Johnson, M. McCormick, and L. Ibanez, *The ITK Software Guide*. Kitware, Inc., <http://www.itk.org/ItkSoftwareGuide.pdf>, 3rd ed., 2013.
- [77] L. He, Y. Chao, and K. Suzuki, "A run-based two-scan labeling algorithm," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 17, pp. 749–756, May 2008.
- [78] G. Lehmann, "Label object representation and manipulation with itk." *The Insight Journal*, August 2007.
- [79] P.-E. Danielsson, "Euclidean distance mapping," *Computer Graphics and Image Processing*, vol. 14, pp. 227–248, February 1980.
- [80] H. Homann, "Implementation of a 3d thinning algorithm." *The Insight Journal*, October 2007.

- [81] T. C. Lee and R. L. Kashyap, "Building skeleton models via 3-d medial surface/axial thinning algorithms," *Grafical Models and Image Processing*, vol. 56, pp. 462–478, November 1994.
- [82] C. Vinhais et al., "3d forensic measurement of skeletal remains from ct images using open source toolkits," *Journal Book of Articles of the 10th International Symposium on Forensic Sciences*, pp. 53–62, September 2011.
- [83] M. B. Stegmann and D. D. Gomez, "A brief introduction to statistical shape analysis," tech. rep., Technical University of Denmark, March 2002.
- [84] J. C. Gower, "Generalized procrustes analysis," *Psychometrika*, vol. 40, pp. 33–51, March 1975.
- [85] A. Ross, "Procrustes analysis," tech. rep., University of South Carolina, 2004.
- [86] Alyassin A. M. et al., "Evaluation of new algorithms for the interactive measurement of surface area and volume," *Med Phys*, vol. 21, no. 6, 1994.
- [87] G. Herman and H. Liu, "Three-dimensional display of human organs from computed tomograms," *Computer Graphics and Images Processing*, vol. 9, pp. 1–21, 1979.
- [88] D. Mueller, "Cuberille implicit surface polygonization for itk." *The Insight Journal*, July 2010.
- [89] W. Lorensen and H. Cline, "Marching cubes a high resolution 3d surface construction algorithm," *Computer Graphics*, vol. 21, pp. 163–169, July 1987.
- [90] G. Nielson and B. Hamann, "The asymptotic decider: Resolving the ambiguity in marching cubes," tech. rep., Arizona State University, 1991.
- [91] E. Chernyaev, "Marching cubes 33: Construction of topologically correct iso-surfaces," tech. rep., Institute for High Energy Physics, November 1995.
- [92] T. Lewiner et al., "Efficient implementation of marching cubes' cases with topological guarantees," *Journal of Graphics Tools*, vol. 8, 2003.
- [93] P. J. Besl and N. D. McKay, "A method for registration of 3-d shapes," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 14, pp. 239–256, February 1992.
- [94] F. Pomerleau, F. Colas, R. Siegwart, and S. Magnenat, "Comparing icp variants on real-world data sets," *Autonomous Robots*, vol. 34, pp. 133–148, February 2013.

Ferramentas Computacionais

Ao longo desta Tese foram mencionadas algumas ferramentas computacionais que serviram de base ao desenvolvimento da solução proposta. Neste apêndice é realizada uma pequena descrição das mesmas.

A.1 MySQL Workbench

O MySQL Workbench, criado pela *Oracle Corporation*, é uma ferramenta gráfica que permite aos utilizadores trabalharem com servidores e bases de dados MySQL. Numa única ferramenta estão integradas as funcionalidades de desenvolvimento, administração, *design*, criação e manutenção de bases de dados. Está disponível em duas versões: *CommunityEdition* e *ComercialEdition*. A versão utilizada neste estudo foi a *CommunityEdition* (MySQL Workbench 6.0 CE) uma vez que é distribuída livremente¹.

As principais áreas de trabalho do MySQL Workbench são:

- **SQL Desenvolvimento:** Permite criar e gerir conexões com servidores de BD como configurar os parâmetros de conexão e executar queries SQL.
- **Modelagem de Dados:** Permite criar modelos da BD graficamente e editar todos os seus aspetos.
- **Servidor de Administração:** Permite administrar instâncias do MySQL, executar backups e monitorizar o desempenho do servidor MySQL.

¹ <http://dev.mysql.com/downloads/workbench/>.

- **Migração de Dados:** Permite migrar dados de qualquer BD compatível com ODBC.
- **MySQL Enterprise Support:** Consiste num suporte para os produtos da empresa, tais como MySQL Enterprise Backup e Auditoria MySQL.

Neste estudo o MySQL Workbench foi utilizado para criar a BD proposta na secção 3.2. Através desta ferramenta foram descritas as estruturas de informação que constituem a BD, manipulou-se a informação e realizaram-se *queries* à BD.

A.2 Python (x,y)

O Python (x,y) é um *software* livre baseado na linguagem de programação *python*². Com esta ferramenta consegue-se realizar cálculos numéricos, análise e visualização de dados, criar interfaces gráficas e ter ambiente de desenvolvimento interativo. Este *software* destaca-se por fazer uma compilação de bibliotecas *python* e de ferramentas de desenvolvimento apenas num programa. Para concretização desta Tese foi utilizada a versão 2.7.5.0 do Python (x,y) e usufruiu-se do seu ambiente de desenvolvimento científico denominado de *Spyder* (ver figura A.1). O ambiente *Spyder* permite o desenvolvimento de projetos com diferentes níveis de complexidade revelando-se um poderoso e interativo IDE. Através deste IDE foram criados algoritmos que automatizam as pesquisas à BD e as *pipelines* que vão ser executadas para cada ossada.

A.3 ITK - Insight Toolkit

O ITK é um sistema multi-plataforma que reúne uma panóplia de bibliotecas implementadas em C++ para processamento de imagem [76]. Contudo, o código desenvolvido não tem de ser necessariamente em C++ pois um processo automático gera interfaces que também podem ser interpretadas em java e *python*. Este *software*, tal como os anteriormente citados, também é disponibilizado livremente³. Alguns dos objetivos do ITK assentam em criar um repositório de algoritmos fundamentais apoiando a aplicação comercial da tecnologia. Outra finalidade interessante do ITK é fazer crescer uma comunidade auto-sustentável de utilizadores e desenvolvedores de aplicações. Como o ITK é um projeto de código aberto qualquer programador pode

² <https://code.google.com/p/pythonxy/wiki/Downloads>.

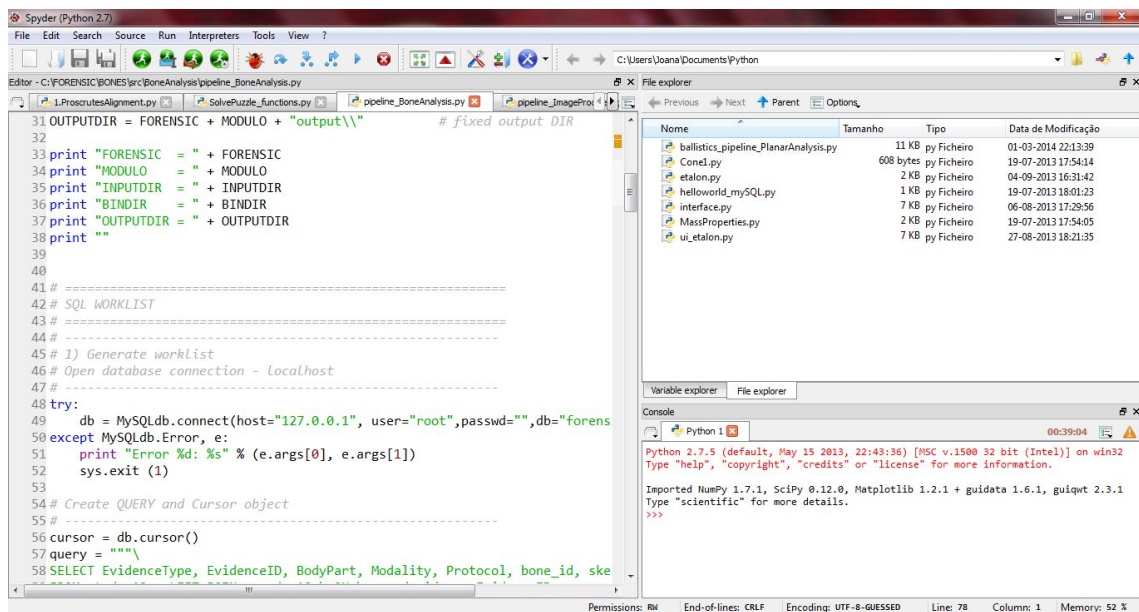


Fig. A.1: Vista geral do ambiente *Spyder*.

utilizar o código mantendo-o como está ou aperfeiçoando. Foi com a versão 4.5.1 do ITK que foram implementados a maioria dos algoritmos explicados no capítulo 4.

A.4 VTK - Visualization Toolkit

Ainda no capítulo 4 é mencionado o VTK. Esta ferramenta, à semelhança do ITK, também fornece uma vasta gama de bibliotecas para processamento de imagem implementadas em C++ que podem ser interpretadas noutras linguagens de programação. Todavia além de processamento de imagem possui funcionalidades de computação gráfica 3D e visualização [74]. Também é um *software* disponibilizado livremente e de código aberto⁴. O VTK, versão 6.1.0, nesta Tese foi também utilizado para implementar os algoritmos do capítulo 5 e 6.

A.5 CMake

Outro *software* que foi utilizado nesta Tese foi o CMake⁵, versão 2.8.12.0, pois após o código que utiliza as bibliotecas ITK e VTK ser desenvolvido é compilado através deste programa. O CMake constitui um sistema de compilação de código aberto que foi projetado para ser utilizado em conjunto com o ambiente de compilação nativa.

³ <http://www.itk.org/>.

⁴ <http://www.vtk.org/>.

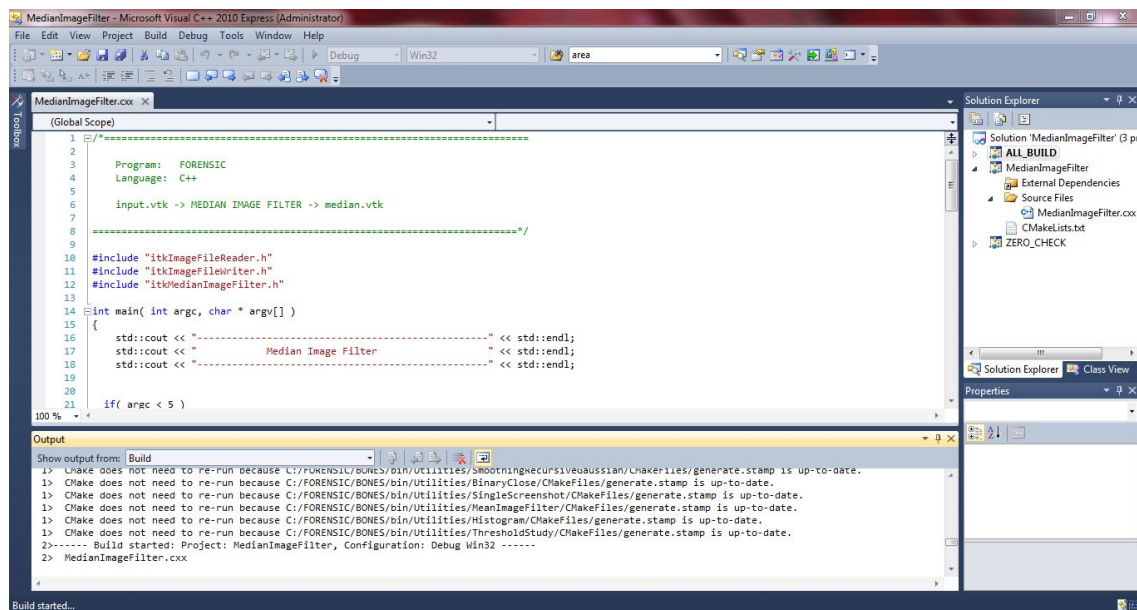


Fig. A.2: Vista geral do *Microsoft Visual C++ Express Edition*.

Colocando arquivos simples de configuração em cada diretório de origem (CMakeLists.txt) geram-se arquivos de compilação padrão que são facilmente utilizados. Esta aplicação é ainda preparada para suportar hierarquias de diretórios complexos e aplicações dependentes de várias bibliotecas. Como o CMake é uma ferramenta de código aberto pode ainda ser estendida de forma a suportar novos recursos.

A.6 Microsoft Visual C++ Express Edition

O Visual Studio é uma aplicação da Microsoft que reúne um conjunto de ferramentas de desenvolvimento de *software* baseadas em várias tecnologias, como: C++, C# e F#. O Microsoft Visual C++ Express Edition em particular é uma versão do Visual Studio especializada apenas em código C++ e que se encontra disponibilizada na internet. Foi com a versão do ano 2010⁶ desta aplicação que foram editados e implementados todos algoritmos C++ mencionados ao longo da Tese. Na figura A.2 pode ser visualizado o ambiente desta aplicação.

⁵ <http://www.cmake.org/>.

⁶ <http://www.microsoft.com/visualstudio/en-us/products/2010-editions/visual-cpp-express>.

A.7 ITK - SNAP

A fim de comprovar os resultados de alguns algoritmos implementados foi ainda utilizado o ITK-SNAP, versão 2.2.0, para visualizações de planos 2D das imagens TC adquiridas. Este programa interativo foi também referido na secção 4.2 para realização de pré-processamento.

O ITK-SNAP é um programa escrito em C++ com influências do ITK. Esta aplicação de *software* foi criada com o objetivo de proporcionar uma interface de visualização de fácil utilização para profissionais de saúde e pesquisadores, sendo frequentemente utilizado para estudar imagens TC e de RM. Dispõe de várias características notáveis, como: navegação em imagens 3D, segmentação manual e semi-automática de estruturas 3D, suporte para muitos formatos de imagens 3D e um extenso tutorial. Tal como as restantes aplicações mencionadas acima também é um *software* livre encontrado na internet⁷.

A.8 Paraview

O Paraview⁸, versão 3.12.0, foi outro programa de código aberto utilizado neste projeto e que à semelhança do ITK-SNAP também serviu para visualizar de forma interativa os resultados dos algoritmos implementados. Esta aplicação serviu principalmente para visualizar as malhas extraídas. Para ter ideia de como é o ambiente deste programa pode ser consultada a figura A.3. Neste programa a visualização de dados é baseada no VTK. Alguns dos objetivos da criação do Paraview acentaram em:

- Desenvolver uma ferramenta de visualização de código aberto com aplicação multi-plataforma.
- Suportar modelos de computação distribuídos para processar grandes conjuntos de dados.
- Criar uma interface flexível e intuitiva.
- Desenvolver uma arquitetura extensível.

Ao utilizar o Paraview, o utilizador facilmente reutiliza os seus componentes e esta flexibilidade permite desenvolver rapidamente aplicações com funcionalidades

⁷ <http://www.itksnap.org/>.

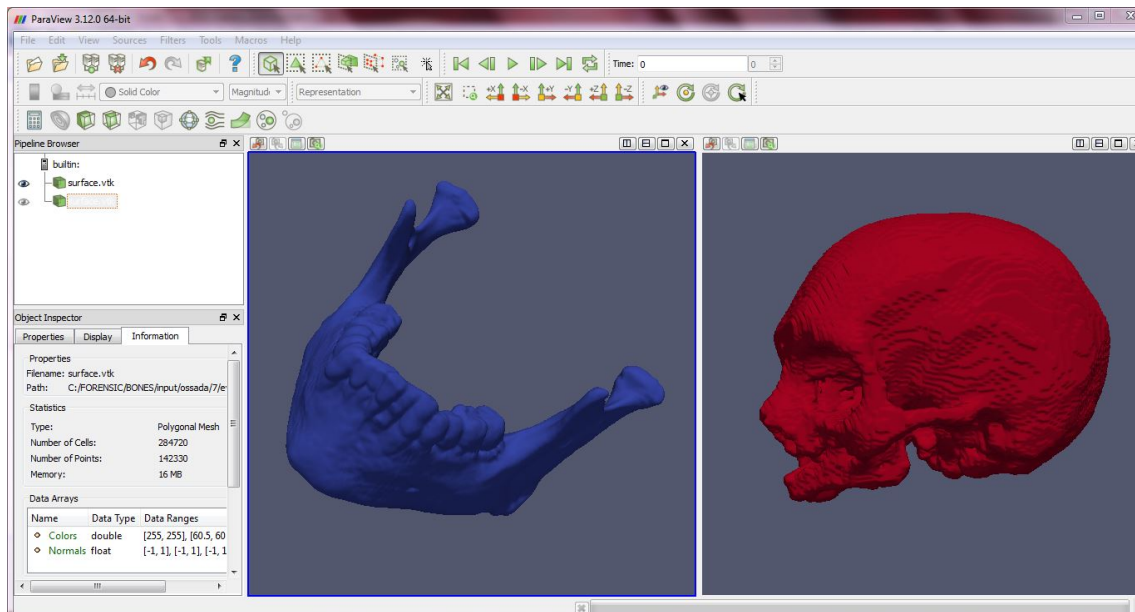


Fig. A.3: Vista geral do ambiente *Paraview*.

específicas para um problema em particular.

⁸ <http://www.paraview.org/>.

Modelo Geométrico do Fémur

Neste apêndice são apresentadas as definições de todas as medidas e pontos anatómicos de referência considerados no modelo geométrico do fémur.

B.1 Medidas Forenses Padrão

- **M60.Comprimento Máximo:** distância medida paralelamente ao eixo da diáfise, entre o ponto mais superior da cabeça do fémur ao ponto mais inferior dos côndilos distais.
- **M61.Comprimento Bicondilar:** distância entre o ponto mais superior da cabeça do fémur ao plano axial tangente às superfícies inferiores dos côndilos distais.
- **M62.Largura Epicôndilar:** distância entre do ponto mais proeminente do epicôndilo lateral ao ponto mais proeminente do epicôndilo medial, projetados no plano horizontal, estando o fémur em posição anatómica.
- **M63.Diâmetro Máximo da Cabeça:** diâmetro máximo da cabeça do fémur.
- **M64.Diâmetro AP do Subtrocânter:** distância entre as superfícies anterior e posterior da extremidade proximal da diáfise, medida perpendicularmente ao diâmetro transversal do subtrocânter.
- **M65.Diâmetro Transversal do Subtrocânter:** distância entre as superfícies medial e lateral da extremidade proximal da diáfise, medida no ponto de

maior expansão lateral abaixo do trocânter menor, medida perpendicularmente ao diâmetro AP do subtrocânter.

- **M66.Diâmetro AP da Diáfise:** distância entre as superfícies anterior e posterior parte média da diáfise, medida perpendicularmente ao diâmetro transversal da diáfise, na maior elevação da linha áspera.
- **M67.Diâmetro Transversal da Diáfise:** distância entre as superfícies medial e lateral da parte média da diáfise, medida perpendicularmente ao diâmetro AP da diáfise.
- **M68.Circunferência da Diáfise:** circunferência medida ao nível dos diâmetros da parte média da diáfise.

B.2 *Landmarks* de Superfície

- **1.Head:** ponto mais superior da cabeça do fémur.
- **2.FoveaCapitis:** ponto superficial central da fenda alargada a onde se liga o ligamento que faz a junção do osso coxal com a cabeça do fémur.
- **3.AnteriorBorder:** ponto anterior mais superior do trocânter maior.
- **4.PosteriorBorder:** ponto posterior mais superior do trocânter maior.
- **5.GreatTrochanter:** ponto mais inferior do trocânter maior.
- **6.LesserTrochanter:** ponto mais proeminente do trocânter menor.
- **7.SubTrochanter:** ponto mais inferior do trocânter menor.
- **8.LateralCondyle:** ponto mais inferior do côndilo lateral.
- **9.MedialCondyle:** ponto mais inferior do côndilo medial.
- **10.LateralEpicondyle:** ponto mais proeminente do epicôndilo lateral.
- **11.MedialEpicondyle:** ponto mais proeminente do epicôndilo medial.
- **12.OuterCondyle:** ponto superficial central do côndilo lateral na borda posterior.

- **13.InnerCondyle:** ponto superficial central do côndilo medial na borda posterior.
- **14.PatellarSurface:** ponto central da superfície patelar na superfície anterior.
- **15.IntercondylarFossa:** ponto central da fossa intercondilar na superfície posterior.
- **16.PoplitealSurface:** ponto superior central na superfície poplítea.

B.3 *Landmarks* do Corpo

- **1.Head:** ponto central da cabeça femoral.
- **2.Neck:** ponto central do colo do fémur.
- **3.GreatTrochanter:** ponto central do trocânter maior.
- **4.LesserTrochanter:** ponto central do trocânter menor.
- **5.UpperBody:** ponto central onde se dá a intersecção do eixo do colo do fémur com o eixo medial da diáfise.
- **6.UpperExtremity:** ponto central superior à parte média da diáfise onde esta começa a alargar para formar os trocânteres.
- **7.Shaft:** ponto central da diáfise.
- **8.LowerExtremity:** ponto central inferior à parte média da diáfise onde esta começa a alargar para formar os côndilos.
- **9.LowerBody:** ponto central pertencente ao eixo medial que se situa na direção da superfície poplítea.
- **10.OuterCondyle:** ponto central do côndilo exterior.
- **11.InnerCondyle:** ponto central do côndilo interior.

B.4 Medidas *Angulares* Propostas

- **Ângulo Colo-Diafisário:** ângulo medido na superfície anterior do osso, entre o eixo longo do colo e o eixo longo da diáfise do fémur.
- **Ângulo Cômulo-Diafisário:** ângulo formado pela união do eixo longo da diáfise do fémur com o plano condilar. Este ângulo mede de 5° a 13°, estando a sua amplitude relacionada com o ângulo colo-diafisário e com a largura da pélvis.
- **Ângulo de Torção:** ângulo formado entre o eixo longo do colo, projetado sobre o plano condilar, e o eixo dos cômulos.

B.5 Medidas *Extensivas* Propostas

- **Diâmetro AP:** diâmetro da *bodypart* na direção AP.
- **Diâmetro Transversal:** diâmetro da *bodypart* na direção medial-lateral.
- **Perímetro:** perímetro da circunferência da *bodypart* calculado ao nível dos diâmetros AP e medial-lateral.
- **Área:** área delimitada pela circunferência da *bodypart* ao nível dos diâmetros AP e medial-lateral.
- **Diametro Equivalente:** diâmetro equivalente à área calculada para a circunferência da *bodypart* ao nível dos diâmetros AP e medial-lateral.

B.6 *Índices* Propostos

- **Índice de Espessura-Comprimento:** $(\text{Circunferência da Parte Média da Diáfise} / \text{Comprimento Fisiológico}) * 100 = (M68/M61) * 100$
- **Índice de Robustez:** $((\text{Diâmetro AP da Parte Média da Diáfise} * \text{Diâmetro Transversal da Parte Média da Diáfise}) / \text{Comprimento Fisiológico}) * 100 = ((M66 * M67) / M61) * 100$

Modelo Geométrico do Osso Coxal

Neste apêndice são apresentadas as definições de todas as medidas e pontos anatómicos de referência considerados no modelo geométrico do osso coxal.

C.1 Medidas Forenses Padrão

- **M56.Altura:** distância entre o ponto mais superior da crista ilíaca até ao ponto mais inferior na tuberosidade isquiática.
- **M57.Largura Ilíaca:** distância da espinha ilíaca antero superior à espinha ilíaca posterior superior.
- **M58.Comprimento da Púbis:** distância do ponto do acetábulo onde os 3 elementos do osso coxal se reúnem até à extremidade superior da sínfise púbica. O ponto de medição no acetábulo pode ser identificado num indivíduo adulto por uma irregularidade que é frequentemente visível, tanto na superfície do acetábulo como na superfície pélvica.
- **M59.Comprimento do Isquíó:** distância do ponto do acetábulo onde as 3 partes do osso coxal se reúnem até ao ponto mais inferior da tuberosidade isquiática. O comprimento do ísquio deve de ser medido aproximadamente perpendicularmente ao comprimento da púbis.

C.2 *Landmarks* de Superfície

- **1.UpperSymphysisPubis:** ponto mais superior da extremidade superior da sínfise púbica.

- **2.LowerSymphysisPubis:** ponto mais inferior da extremidade inferior da sínfise púbica.
- **3.MiddleAcetabulum:** ponto do acetábulo onde se reúnem os 3 elementos do osso coxal.
- **4.PosteriorSuperiorSpine:** ponto médio da espinha ilíaca posterior superior.
- **5.PosteriorInferiorSpine:** ponto médio da espinha ilíaca inferior.
- **6.GreaterSciaticNotch:** ponto mais profundo da incisura isquiática maior.
- **7.AnteriorSuperiorSpine:** ponto médio da espinha ilíaca anterior superior.
- **8.AnteriorInferiorSpine:** ponto médio da espinha ilíaca anterior inferior.
- **9.SacrumArticulation:** ponto médio do local de articulação com o sacro.
- **10.IschialSpine:** ponto médio da espinha isquiática.
- **11.IliumCrest:** ponto mais superior da crista ilíaca.
- **12.SuperiorIschiumTuberosity:** ponto mais superior da tuberosidade isquiática.
- **13.InferiorIschiumTuberosity:** ponto mais inferior da tuberosidade isquiática.
- **14.AnteriorAuricularSurface:** ponto mais anterior da superfície auricular.
- **15.PosteriorAuricularSurface:** ponto mais posterior da superfície auricular.
- **16.AcetabularNotch:** ponto mais profundo da incisura acetabular.
- **17.AnteriorAcetabulum:** ponto mais anterior do acetábulo.
- **18.UpperAcetabulum:** ponto mais superior do acetábulo.
- **19.PosteriorAcetabulum:** ponto mais posterior do acetábulo.
- **20.AnteriorDeepSpine:** ponto mais profundo entre as espinhas ilíacas anteriores superior e inferior.

C.3 Medidas *Extensivas* Propostas

- **Comprimento do Ilíaco:** distância euclidiana do ponto mais elevado da crista ilíaca ao ponto de união dos 3 elementos osso coxal (ilíaco, ísquio e púbis).
- **Comprimento da Sínfise:** distância da extremidade superior à inferior da sínfise púbica.
- **Comprimento da Face Auricular:** distância entre o ílio-auricular (ponto situado no bordo superior da face auricular mais próxima do ponto supra-acetabular) e o ponto mais afastado no bordo posterior da face auricular.
- **Largura Mínima do Ilíaco na Porção Inferior:** distância euclidiana do ponto mais profundo da espinha ilíaca anterior-inferior à incisura isquiática maior.
- **Abertura da Incisura Isquiática Maior:** distância da espinha ilíaca posterior-inferior à espinha isquiática.
- **Profundidade da Incisura Isquiática Maior:** profundidade máxima perpendicular à largura máxima da incisura isquiática maior.
- **Diâmetro Vertical do Acetábulo:** distância do ponto mais superior e o ponto mais inferior da face semilunar do acetábulo. Perpendicular ao diâmetro transversal do acetábulo.
- **Diâmetro Transversal do Acetábulo:** distância entre os pontos mais laterais da face semilunar do acetábulo. Perpendicular ao diâmetro vertical do acetábulo.

C.4 Índices Propostos

- **Índice do Osso Coxal:** $(\text{Largura Ilíaca}/\text{Altura}) \cdot 100 = (M57/M56) \cdot 100$
- **Índice de Largura do Ilíaco:** $(\text{Largura Ilíaca}/\text{Comprimento do Ilíaco}) \cdot 100 = (M57/\text{CompI}) \cdot 100$
- **Índice de Ísquio-Púbiano:** $(\text{Comprimento da Púbis}/\text{Comprimento do Ísquio}) \cdot 100 = (M58/M59) \cdot 100$

- **Índice de Robustez:** (Profundidade da Incisura Isquiática Maior/Abertura da Incisura Isquiática Maior)*100 = (ProfIIM/AbertIIM)*100