



Ana Teresa Martins Videira Gabriel

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

**Métrica Vertebral:
Processamento Optimizado de Imagem**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Doutor Pedro Vieira,
Professor Auxiliar, Faculdade de Ciências e
Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Co-orientadora: Doutora Cláudia Quaresma,
Investigadora no Centro de Física e Investigação
Tecnológica da Faculdade de Ciências e Tecnologia
da Universidade Nova de Lisboa



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Outubro, 2012



Departamento de Física

Métrica Vertebral: Processamento Optimizado de Imagem

Ana Teresa Martins Videira Gabriel

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Professor Doutor Pedro Vieira, Professor Auxiliar, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Co-orientadora: Doutora Cláudia Quaresma, Investigadora no Centro de Física e Investigação Tecnológica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

A presente dissertação foi desenvolvida com a colaboração da empresa *NGNS – Ingenious Solutions*.

Dezembro, 2012

COPYRIGHT

Copyright©2012 - Todos os direitos reservados. Ana Teresa Martins Videira Gabriel. Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade Nova de Lisboa.

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

*“Para ser grande, sê inteiro: nada
Teu exagera ou exclui.
Sê todo em cada coisa. Põe quanto és
No mínimo que fazes.
Assim em cada lago a lua toda
Brilha, porque alta vive.”*

Ricardo Reis

AGRADECIMENTOS

A realização desta dissertação não teria sido possível se não tivesse contado com o apoio de diversas pessoas.

Em primeiro lugar, quero agradecer aos meus orientadores pelo acompanhamento que me proporcionaram ao longo destes meses.

Ao Professor Doutor Pedro Vieira, orientador do projecto, o meu agradecimento não apenas pela sua ajuda imprescindível, como também pelo seu apoio e disponibilidade.

À Doutora Cláudia Quaresma, co-orientadora desta tese, agradeço a disponibilidade, a motivação e as orientações que me concedeu ao longo da minha vida académica.

Quero também agradecer aos elementos da NGNS pois, ao longo da realização deste projecto, estiveram sempre prontos para me auxiliar e aconselhar.

O meu sincero obrigado a todos aqueles que tiveram paciência para ser cobaias nos diversos momentos em que foi necessário efectuar testes experimentais!

Agradeço ainda aos meus pais pelo incentivo, educação, confiança e compreensão que me transmitiram desde sempre.

Ao meu irmão, que é tão especial para mim, pela amizade e cumplicidade com que me acompanha diariamente.

Aos meus queridos avós, pelo orgulho que demonstram e pelo carinho infindável.

Ao José Nuno, que tanta ajuda me proporcionou durante todo o curso, o meu obrigado pela amizade, carinho e dedicação com que me presenteia desde que nos conhecemos.

Aos meus amigos de longa data, por tudo aquilo que representam para mim. Em especial à Marta, pela leitura atenta e rigorosa desta dissertação, e ao André, por se ter sujeitado, durante um dia inteiro, a testes experimentais.

Por fim, quero agradecer a todos aqueles que não enumerei (entre família, amigos, colegas e docentes) e que, de algum modo, influenciaram positivamente o meu percurso.

RESUMO

A presente dissertação dá continuidade ao desenvolvimento de um sistema inovador na área da saúde - o Métrica Vertebral. Este sistema não invasivo detecta, de forma semi-automática, a posição espacial do vértice das apófises espinhosas, para posterior análise da coluna vertebral na posição ortostática.

O equipamento (estrutura e *software*) que constitui o Métrica Vertebral, cuja base de funcionamento é uma câmara de vídeo e um díodo *laser*, já havia sido desenvolvido, no entanto, ainda não estava adequado para ser aplicado em indivíduos. Tal era devido ao facto de o marcador utilizado para assinalar a projecção cutânea do vértice das apófises espinhosas não ser o mais indicado e, além disso, a velocidade de processamento dos algoritmos ser baixa.

O principal objectivo desta dissertação é adaptar o *software* a um novo marcador que permita adquirir dados em pessoas. Para atingir esta finalidade, foi necessário encontrar um bom marcador para as apófises (com características específicas que possibilitam um processamento de imagem mais rápido) e adaptar os algoritmos de identificação dos pontos e da marca do díodo *laser* a este novo marcador.

O ajuste dos algoritmos compreendeu a correcção do brilho da imagem, a definição de algoritmos de *threshold* automático e a aplicação de funções próprias do MatLAB®, que eliminam artefactos nas imagens. Estas etapas foram optimizadas, pelo que se obtiveram processamentos mais rápidos e, conseqüentemente, foi possível aumentar a velocidade ascendente do equipamento para 4,62mm/s (anteriormente, era igual a 3,44mm/s).

No final, realizaram-se testes em dez indivíduos: nove caucasianos e um mestiço. Para cada indivíduo, efectuaram-se três aquisições, com o intuito de comparar os dados obtidos em cada uma delas. Após realizar o tratamento de dados, obteve-se uma eficácia de detecção de, aproximadamente, 97.27%.

Palavras-chave: Coluna Vertebral; Sistema não invasivo; *Software*; Processamento de imagem; *Threshold* automático.

ABSTRACT

The present thesis continues the development of an innovative system in medicine – the Vertebral Metrics. This non-invasive system detects, in a semi-automatic way, the spatial position of spinal apophyses, for posterior analysis of the spinal column in the orthostatic position.

The equipment (structure and software) that integrates the Vertebral Metrics, whose basis of work is a video camera and a diode laser, has been already developed. However, it was not appropriate to be applied in people yet. That was due to the fact the marker used to identify the cutaneous projection of the spinal apophyses was not suitable and, besides that, the velocity of processing the algorithms was low.

The main purpose of this thesis is to adapt the software to a new marker that allows data acquisition in people. To reach this goal, it was necessary to find a good marker for the spinal apophyses (with special characteristics that facilitates a faster image processing) and adapt the algorithms of identification of the points and the diode laser mark to this new marker.

The adjustment of the algorithms comprises the correction of the image brightness, the definition of automatic threshold algorithms and the application of MatLAB® functions, which eliminates artifacts in images. These stages were optimized, and therefore faster processing was obtained. Consequently, it was possible to increase the ascending velocity of the equipment to 4,62 mm/s (previously, it was equal to 3,44 mm/s).

In the end, tests were made in ten individuals: nine caucasian and one of mixed race. For each individual, three acquisitions were performed, with the purpose of comparison of the data acquisition in each one. After data treatment, a detection accuracy of 97.27%, approximately, was obtained.

Keywords: Spinal column; Non-invasive system; Software; Image processing; Automatic threshold.

ÍNDICE DE MATÉRIAS

Agradecimentos.....	vii
Resumo.....	ix
Abstract.....	xi
Índice de Matérias.....	xiii
Índice de Figuras.....	xv
Índice de Tabelas.....	xix
Simbologia e Notações.....	xxi
CAPÍTULO 1 - Introdução	1
CAPÍTULO 2 – Revisão da Literatura	5
2.1 Planos e eixos anatómicos	5
2.2 A coluna vertebral	6
2.2.1 Constituição da coluna vertebral	6
2.2.2 Articulações da coluna vertebral.....	9
2.2.3 Movimentos da coluna vertebral.....	9
2.2.4 Curvaturas da coluna vertebral.....	10
2.2.5 Alterações da coluna vertebral	11
2.3 Instrumentos de avaliação da coluna vertebral	11
2.4 Descrição do Métrica Vertebral e sua evolução.....	14
2.5 Métrica Vertebral: princípios de funcionamento.....	17
2.5.1 Estrutura do equipamento e electrónica de controlo	17
2.5.2 Princípios de medição de distâncias	19
2.5.1 Detecção das apófises espinhosas	20
2.5.3.1 Algoritmo de detecção da marca do díodo <i>laser</i>	21
2.5.3.2 Algoritmo de detecção dos pontos	22
2.5.3.3 Funcionamento do <i>software</i>	24
2.6 Introdução ao MatLAB®.....	26
2.7 Representação de imagens digitais	26

2.8 Sistema colorimétrico RGB	26
CAPÍTULO 3 – Identificação do Marcador	29
CAPÍTULO 4 – Processamento de Imagem	35
4.1 Definição do novo algoritmo de detecção os pontos	35
4.1.1 Utilização da componente azul como base para a binarização da imagem	36
4.1.2 Correção da iluminação da imagem	39
4.1.3 Definição do algoritmo de <i>threshold</i> automático	44
4.1.4 Funcionamento do novo algoritmo de detecção dos pontos	48
4.2 Definição do novo algoritmo de detecção da marca do díodo <i>laser</i>	52
CAPÍTULO 5 – Apresentação e Discussão de Resultados	57
5.1 Constituição da amostra.....	57
5.2 Procedimentos técnicos	57
5.3 Eficácia de detecção do sistema.....	58
5.4 Coerência da aquisição de dados	59
5.4.1 Coordenada z	60
5.4.2 Coordenada y	61
5.4.3 Coordenada x	62
5.4.4 Considerações finais.....	63
CAPÍTULO 6 – Conclusões e Perspectivas Futuras	65
Bibliografia.....	69
Anexo A.....	71
Anexo B.....	73
Anexo C.....	83

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1: Posição Anatômica Descritiva, planos anatômicos e eixos. Adaptado de [10].	6
Figura 2.2: Regiões da coluna vertebral. Adaptado de [15].	7
Figura 2.3: Vista superior de uma vértebra. Adaptado de [10].	7
Figura 2.4: Disco intervertebral. Adaptado de [10, 17].	9
Figura 2.5: Movimentos da coluna vertebral. Adaptado de [12].	10
Figura 2.6: Curvatura adulta normal (vista lateral). Adaptado de [16].	10
Figura 2.7: Pantógrafo. Adaptado de [21].	12
Figura 2.8: Cifómetro de DeBrunner. Adaptado de [21].	12
Figura 2.9: Cifolordómetro. Adaptado de [22].	13
Figura 2.10: Spinal Mouse®. Adaptado de [23].	13
Figura 2.11: Métrica Vertebral Mecânico. Adaptado de [26].	15
Figura 2.12: “Posicionadores 2D” devidamente colocados. Adaptado de [8].	16
Figura 2.13: Aspecto do segundo protótipo do Métrica Vertebral e direcções de movimento. Adaptado de [25].	16
Figura 2.14: Estrutura do equipamento. Adaptado de [26].	18
Figura 2.15: Distância máxima no eixo ântero-posterior. Adaptado de [7].	19
Figura 2.16: Detecção da marca do diodo <i>laser</i> . Adaptado de [7].	21
Figura 2.17: Detecção dos pontos marcados na pele. Adaptado de [7].	22
Figura 2.18: Interface gráfica do Métrica Vertebral. Adaptado de [7].	25
Figura 2.19: Interface gráfica do programa de análise de dados. Adaptado de [5].	25
Figura 2.20: Formação de uma imagem RGB. Adaptado de [32].	27
Figura 2.21: Cubo de cores RGB. Adaptado de [32].	27
Figura 3.1: Teste realizado na palma da mão com diferentes <i>eyeliners</i> . Da esq. para a dir.: <i>™Sephora 16</i> , <i>™Sephora 23</i> , <i>™Sephora Eyeliner 13</i> , <i>™Sephora Eyeliner 12</i> , <i>™Sephora Eyeliner 18</i> , <i>™Urban Decai 1</i> , <i>™Urban Decai 2</i> , <i>™Yves Saint Laurent</i> . a) imagem RGB; b) componente vermelha; c) componente verde; d) componente azul.	30
Figura 3.2: Teste realizado na palma da mão com diferentes <i>eyeliners</i> . Primeira linha (esq. para dir.): <i>™Prestige 70</i> , <i>™Prestige 71</i> , <i>™Prestige 9</i> , <i>™Prestige 4</i> , <i>™Prestige 17</i> , <i>™Prestige 13</i> e	

™ <i>Prestige 11</i> . Segunda linha (esq. para dir.): ™ <i>Bourjois 54</i> , ™ <i>Bourjois 82</i> e ™ <i>Bourjois 58</i> . Terceira linha (esq. para dir.): ™ <i>Bourjois 45</i> , ™ <i>Sephora Eyeliner 13</i> e ™ <i>Sephora Eyeliner 17</i> . a) imagem RGB; b) componente vermelha; c) componente verde; d) componente azul.	31
Figura 3.3: Teste realizado com o ™ <i>Sephora Eyeliner 13</i> numa pele “normal”. a) imagem RGB; b) componente vermelha; c) componente verde; d) componente azul.	32
Figura 3.4: Teste realizado com o ™ <i>Sephora Eyeliner 13</i> numa pele com uma quantidade de pêlos significativa. a) imagem RGB; b) componente vermelha; c) componente verde; d) componente azul.	32
Figura 3.5: Teste realizado com o ™ <i>Sephora Eyeliner 13</i> numa pele com diversos sinais. a) imagem RGB; b) componente vermelha; c) componente verde; d) componente azul.	32
Figura 4.1: Fantoma utilizado para simular a coluna vertebral.	35
Figura 4.2: Imagem binarizada com diferentes níveis de <i>threshold</i> . a) imagem original; b) T=0,3; c) T=0,4; d) T=0,5; e) T=0,6; f) T=0,7.....	37
Figura 4.3: Imagens binarizadas com T=0,55. a) fantoma; b) palma da mão de um indivíduo A; c) antebraço de um indivíduo B.....	38
Figura 4.4: Diagrama do processo de correcção da iluminação a partir da aplicação de um filtro <i>média</i>	39
Figura 4.5: Resultados obtidos no fantoma. a) sem correcção da iluminação; b) correcção com o filtro <i>média</i>	39
Figura 4.6: Exemplo de um plano.	40
Figura 4.7: Etapas da correcção de iluminação da imagem através da construção de um plano. .	41
Figura 4.8: Regiões seleccionadas para construir o plano.	42
Figura 4.9: Resultados obtidos no fantoma. a) sem correcção da iluminação; b) correcção com o filtro <i>média</i> ; c) correcção com o plano.	43
Figura 4.10: Comportamento dos histogramas das imagens.	44
Figura 4.11 Limite a partir do qual se deve encontrar o nível de <i>threshold</i> automático.	45
Figura 4.12: Algoritmo de <i>threshold</i> automático.	46
Figura 4.13: Rotina <i>abc</i>	47
Figura 4.14: Rotina <i>level</i>	48
Figura 4.15: a) Imagem captada pela câmara nas costas de um indivíduo; b) Componente azul da imagem.	48
Figura 4.16: a) Componente azul da imagem; b) Plano; c) Imagem resultante da subtracção.	49

Figura 4.17: Etapas do algoritmo de detecção dos pontos: a) Imagem binarizada; b) Imagem resultante da aplicação das funções morfológicas.	50
Figura 4.18: Novo algoritmo para detecção dos pontos.	51
Figura 4.19: Componentes de cor da imagem RGB. a) vermelha; b) verde; c) azul.	52
Figura 4.20: a) Componente verde da imagem; b) Plano; c) Imagem resultante da subtração. ...	53
Figura 4.21: Etapas do algoritmo de detecção da marca do diodo laser: a) Imagem binarizada; b) Imagem resultante da aplicação das funções morfológicas.	53
Figura 4.22: Algoritmo de detecção da marca do diodo <i>laser</i>	54
Figura 5.1: Realização de testes em ambiente de laboratório a) Indivíduo nº7; b) Indivíduo nº9. ...	57
Figura 5.2: Gráfico representativo da distribuição dos desvios padrão para a coordenada z.	60
Figura 5.3: Gráfico representativo da distribuição dos desvios padrão para a coordenada y.	61
Figura 5.4: Gráfico representativo da distribuição dos desvios padrão para a coordenada x.	62

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1: Características do equipamento. Adaptado de [25].	20
Tabela 2.2: Etapas do processamento de imagem definido pelo Eng. António Jordão. Adaptado de [7].	20
Tabela 3.1: Intensidade dos <i>eyeliners</i> nas componentes verde e azul para o primeiro teste.	30
Tabela 3.2: Intensidade dos <i>eyeliners</i> nas componentes verde e azul para o segundo teste.	31
Tabela 3.3: Intensidades relevantes nas componentes verde e azul das imagens.	33
Tabela 5.1: Número de pontos detectados em cada teste.	58
Tabela 5.2: Eficácia de detecção para cada indivíduo.	58
Tabela 5.3: Média e desvio padrão calculados com base nos desvios padrão da diferença entre duas vértebras consecutivas.	59

SIMBOLOGIA E NOTAÇÕES

C1 – 1ª vértebra cervical

C2 – 2ª vértebra cervical

C7 – 7ª vértebra cervical

D1 – 1ª vértebra dorsal

D11 – 11ª vértebra dorsal

D12 – 12ª vértebra dorsal

L3 – 3ª vértebra lombar

L4 – 4ª vértebra lombar

L5 – 5ª vértebra lombar

S1 – 1ª vértebra sagrada

RGB – *Red, Green, Blue*

CMY – *Cyan, Magneta, Yellow*

HSI – Matriz, Saturação, Intensidade

Esq. – Esquerda

Dir. – Direita

s – segundos

ms – milisegundos

cm – centímetros

mm – milímetros

\bar{x} – média

σ – desvio padrão

T – nível de *threshold*

px – *pixéis*

W – Watt

V – Volt

DC – *Direct Current*

FCT – Faculdade de Ciências e Tecnologias

UNL – Universidade Nova de Lisboa

CAPÍTULO 1 - Introdução

As algias na coluna vertebral, ao nível da região cervical, dorsal ou lombar, designam-se raquialgias e afectam um grande número de indivíduos. De facto, trata-se de uma das queixas mais comuns actualmente, estimando-se que cerca de 80% da população sofre de raquialgia pelo menos uma vez ao longo da vida [1, 2].

A origem de 80 a 90% das raquialgias é atribuída a alterações biomecânicas da coluna vertebral, como a escoliose, a hipercifose e a hiperlordose [1, 2], que, por sua vez, podem advir de vários factores como, por exemplo, a obesidade, posturas incorrectas, sedentarismo e malformações congénitas [3].

No que respeita à medicina, é, portanto, fundamental a existência de técnicas de análise da coluna vertebral que permitam realizar um diagnóstico completo e conciso dos problemas que a afectam. As técnicas utilizadas com maior frequência para este efeito são as radiológicas (nomeadamente a radiografia), que são classificadas como métodos invasivos [4].

Os métodos invasivos permitem analisar a coluna vertebral com pormenores relativamente elevados [5], no entanto, como utilizam radiação ionizante, não podem ser usados em grávidas e não é recomendável a sua aplicação frequente em crianças (uma vez que podem afectar o seu desenvolvimento) [6].

Devido aos efeitos nocivos que os métodos invasivos produzem a longo prazo, assim como ao elevado custo que representam, o desenvolvimento de técnicas não invasivas para avaliar a coluna vertebral tem assumido um papel cada vez mais preponderante [6]. Este tipo de métodos apresenta claramente mais vantagens pois, além de poder ser aplicado a qualquer pessoa sem prejuízo para a sua saúde, envolve técnicas menos complexas e menos dispendiosas [5].

É neste contexto que se insere o Métrica Vertebral. Este é um sistema não-invasivo que permite detectar a posição espacial do vértice das apófises espinhosas, desde a primeira vértebra cervical até à primeira vértebra sagrada, quando os indivíduos se encontram na posição ortostática [1]. Ao inserir os dados adquiridos com este equipamento num *software* baseado no modelo matemático da coluna vertebral, consegue-se estudar as suas alterações biomecânicas [7].

O primeiro protótipo do Métrica Vertebral (Métrica Vertebral mecânico), concebido na tese de doutoramento da Doutora Cláudia Quaresma, teve como objectivo analisar as alterações biomecânicas na coluna vertebral de grávidas [8]. Neste equipamento, a aquisição de dados é feita de forma completamente mecânica e inicia-se com a marcação da projecção cutânea dos vértices das apófises espinhosas (esta é realizada por um profissional de saúde, recorrendo a palpação). Posteriormente, desencadeia-se o processo de posicionamento de cada uma das

dezoito peças que constituem o sistema, a partir do posicionamento horizontal da primeira peça na região occipital (peça de referência) [7].

Em estudos posteriores, surgiu um novo conceito para o Métrica Vertebral, no qual o processo de detecção é semi-automático. Este novo protótipo possibilita que o processo de aquisição de dados se efectue mais rapidamente e com melhor resolução [3].

O Métrica Vertebral semi-automático move-se segundo dois eixos (x e z) e é controlado por um *software*, que tem como base uma câmara de vídeo e um díodo *laser*. Através da utilização de técnicas de processamento de imagem, são detectados os pontos que identificam os vértices das apófises espinhosas [3]. O objectivo é fazer passar a marca do díodo *laser* sobre cada um dos pontos, pois é nesse instante que o *software*, através de algoritmos de processamento de imagem, reconhece os pontos e guarda as suas coordenadas espaciais [7].

Tendo em conta as características particulares deste sistema não-invasivo, e face às grandes restrições existentes nos aparelhos que permitem a avaliação da coluna vertebral, em especial quando esta se encontra na posição vertical, o Métrica Vertebral, enquanto método auxiliar de diagnóstico, poderá vir a ter um grande impacto na medicina e, consequentemente, em toda a sociedade.

Em dissertações de mestrado anteriores, foi construída toda a estrutura do equipamento e foi concebido o *software* necessário para realizar aquisições, no entanto, apenas se estudou o sistema num molde da coluna vertebral (fantoma, do inglês *Phantom*), onde o material usado para simular a pele é a lixa [7, 9].

Apesar do equipamento funcionar perfeitamente no fantoma, o marcador utilizado nestes estudos não produz bons resultados na pele, pelo que o futuro do desenvolvimento do sistema tem que passar obrigatoriamente por encontrar um bom marcador (com características específicas que possibilitem um processamento de imagem mais rápido e eficiente). Como consequência, para se poder utilizar um marcador diferente, será necessário conceber um algoritmo que o detecte correctamente. Além disso, no futuro, será também fundamental definir um novo algoritmo para detectar a marca do díodo *laser*, uma vez que aquele que foi definido anteriormente não funciona em qualquer tipo de pele.

Com esta dissertação, realizada em parceria com a empresa NGNS (*Ingenious Solutions*), pretende-se dar continuidade ao desenvolvimento do Métrica Vertebral semi-automático, no que respeita essencialmente ao que foi referido no parágrafo anterior, para que seja possível efectuar a aquisição de dados em seres humanos.

Assim sendo, pode considerar-se que o objectivo primordial deste projecto é conseguir realizar aquisições em indivíduos e, como meio para atingir esta fase, torna-se necessário cumprir os seguintes objectivos:

- Encontrar um bom marcador para identificar a projecção cutânea do vértice das apófises espinhosas;

- Desenvolver um algoritmo para detecção dos pontos que se ajuste ao novo marcador e que não seja condicionado pelos diferentes tipos de pele (tom de pele, marcas na pele e oleosidade, por exemplo);

- Desenvolver um algoritmo para detectar a marca do diodo *laser*, que funcione em qualquer tipo de pele mas sem que detecte o marcador.

No final, pretende-se realizar medições em ambiente de laboratório de forma a verificar a eficácia do trabalho desenvolvido.

Durante a realização do projecto, foi utilizado o equipamento que já estava construído e funcional para o fantoma.

A escolha do tema e posterior realização deste projecto prendem-se com as preferências profissionais e pessoais da autora. Em primeiro lugar, trata-se de um tema que abrange uma área (a do processamento de imagem) que se revelou bastante apelativa à autora desde o início do seu percurso académico. Por outro lado, prevê-se que o Métrica Vertebral possa vir a ter um importante impacto na medicina, que é uma área que desperta o seu interesse pessoal.

A presente dissertação encontra-se organizada em seis capítulos, sendo que o primeiro corresponde ao actual capítulo.

No capítulo 2, é feita uma pequena abordagem dos assuntos da literatura relevantes para o trabalho em questão, nomeadamente, os aspectos anatómicos e biomecânicos mais importantes da coluna vertebral, os métodos existentes para analisar a coluna vertebral e as principais características do Métrica Vertebral. É ainda apresentada uma pequena introdução do *software* utilizado para a realização do projecto (MatLab®) e de conceitos de processamento de imagem que estão na base do trabalho desenvolvido.

No capítulo 3, são explicadas as características que um bom marcador deve ter para que o equipamento funcione correctamente. Para além disso, são apresentados os testes realizados para escolher o marcador.

O capítulo 4 contém a descrição das técnicas de processamento de imagem utilizadas para definir o algoritmo de detecção dos pontos e o algoritmo de detecção do *laser*. Além disso, é explicado o funcionamento de cada um dos algoritmos.

No capítulo 5, são apresentados os testes finais realizados, é efectuado o tratamento dos dados recolhidos e procede-se à discussão de resultados.

Finalmente, no capítulo 6, são apresentadas as conclusões acerca do projecto assim como as perspectivas futuras para o sistema desenvolvido.

CAPÍTULO 2 - Revisão da Literatura

2.1 Planos e eixos anatómicos

O estudo da estrutura do corpo humano é realizado pela Anatomia, pelo que a linguagem anatómica é uma linguagem essencial na medicina. No entanto, devido à complexidade do corpo, é impossível elaborar descrições anatómicas coerentes se não existir vocabulário altamente específico [10].

Assim, de forma a evitar ambiguidades, qualquer descrição anatómica assume que o corpo se encontra conforme a Posição Anatómica Descritiva (Figura 2.1), que é, por convenção, a posição de referência. Nesta posição, a pessoa está erecta, virada para a frente, com os membros superiores pendentes ao lado do corpo, as palmas das mãos voltadas para a frente (com os dedos em extensão) e os membros inferiores juntos, com os pés para a frente e perpendiculares ao resto do corpo [10, 11].

Nas descrições anatómicas, consideram-se ainda quatro planos imaginários aplicados a um corpo na posição convencional. São eles: o plano mediano, o plano sagital, o plano coronal (ou frontal) e o plano horizontal (ou axial) [10].

O plano mediano atravessa o corpo longitudinalmente, dividindo-o em duas partes idênticas (a parte esquerda e a parte direita). A partir deste plano, é feita a diferenciação entre o que é interno (mais próximo do plano) e o que é externo (mais afastado do plano) [10, 11]. Qualquer plano paralelo a este designa-se plano sagital [10].

O plano coronal é vertical e ortogonal ao plano mediano. Separa o corpo em parte anterior (à frente do plano) e parte posterior (atrás do plano) [10].

Por sua vez, o plano horizontal divide o corpo em porção superior e porção inferior. As estruturas próximas da cabeça denominam-se superiores ou craniais enquanto as estruturas perto dos pés são inferiores ou caudais [10].

Quando é observado o movimento do corpo humano, aplica-se o conceito de eixo. Os eixos (segmentos de recta a castanho, na Figura 2.1) são linhas, igualmente imaginárias, perpendiculares aos planos e em volta das quais se realiza o movimento [12].

É importante salientar que os termos referidos estão de acordo com a nomenclatura latina. Ao longo da presente dissertação, será também esta a terminologia seguida.

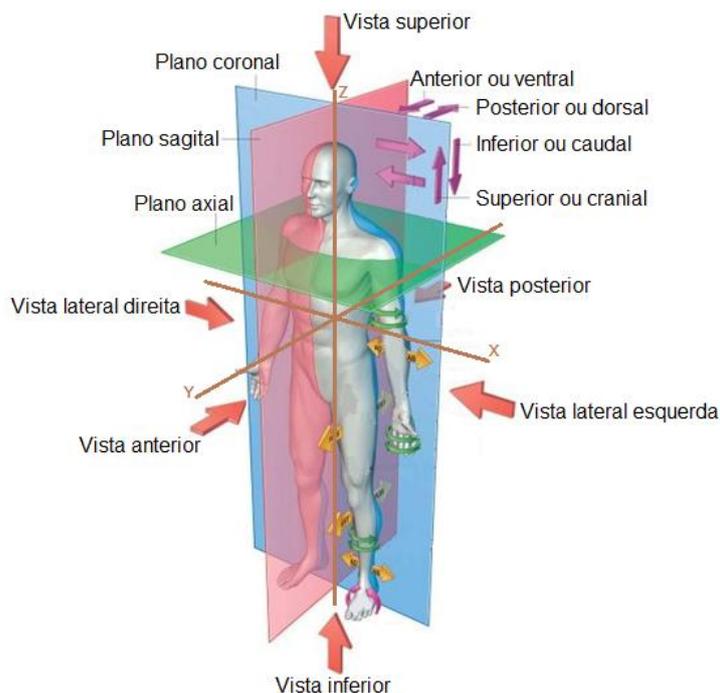


Figura 2.1: Posição Anatômica Descritiva, planos anatômicos e eixos. Adaptado de [10].

2.2 A coluna vertebral

2.2.1 Constituição da coluna vertebral

Localizada no plano mediosagital, entre a base do crânio e a zona sagrada, a coluna vertebral é uma estrutura complexa, constituída por uma sucessão de trinta e três a trinta e quatro unidades individuais - as vértebras. Esta estrutura combina duas características mecânicas importantes: a rigidez e a elasticidade [13].

A coluna vertebral é um elemento fundamental do esqueleto humano pois desempenha diversas funções [12]. Entre elas, salienta-se o facto de:

- Ser o eixo de sustentação do corpo;
- Ser o suporte da cabeça, do tronco e dos membros superiores e, além disso, transmitir o seu peso aos membros inferiores;
- Possibilitar o movimento da cabeça e do tronco;
- Proteger a medula espinhal;
- Ser um local de inserção muscular;
- Constituir a estrutura óssea do tórax (em conjunto com as costelas e o esterno).

Estruturalmente, a coluna vertebral divide-se em cinco regiões (Figura 2.2), sendo que o número de vértebras que constitui cada uma das regiões não é idêntico. Desde a parte superior da coluna vertebral até à sua parte inferior, consideram-se as seguintes regiões: cervical (constituída

por sete vértebras), torácica (composta por doze vértebras), lombar (formada por cinco vértebras), sacrada (com cinco vértebras fundidas numa única peça) e cóccigea (composta por quatro ou cinco vértebras também soldadas numa única peça) [14].

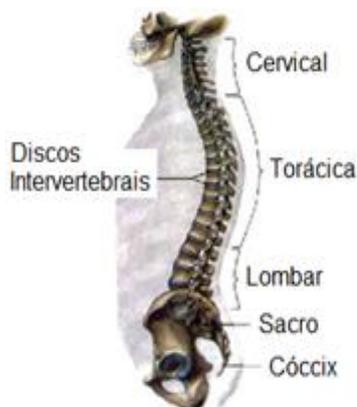


Figura 2.2: Regiões da coluna vertebral. Adaptado de [15].

De uma forma geral, uma vértebra (Figura 2.3) é constituída por duas partes principais: o corpo (anteriormente) e o arco vertebral (posteriormente) [16].

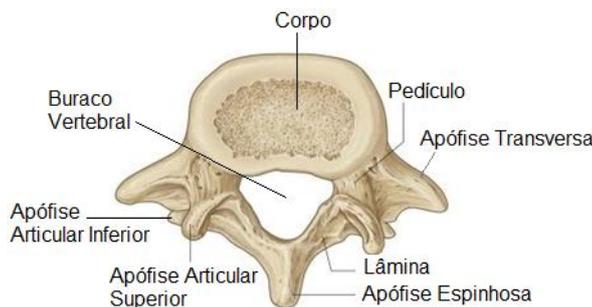


Figura 2.3: Vista superior de uma vértebra. Adaptado de [10].

O corpo, que corresponde à parte mais espessa e volumosa da vértebra, é maioritariamente constituído por tecido esponjoso e possui uma forma cilíndrica achatada, com as superfícies superior e inferior, nas quais se inserem os discos intervertebrais, praticamente planas [16]. É este elemento da coluna vertebral que lhe confere a capacidade de suportar pesos consideráveis [12].

O arco vertebral, como o próprio nome indica, é uma estrutura com forma de arco, que adopta uma posição posterior relativamente ao corpo da vértebra. É composto por vários elementos: dois pedículos (esquerdo e direito), duas lâminas, uma apófise espinhosa, duas apófises transversas e quatro apófises articulares [11]. Os pedículos são extensões posteriores finas e estreitas, que existem de cada lado do corpo vertebral. Na região posterior, o arco vertebral é formado por duas lâminas, que se estendem desde os pedículos unindo-se uma à outra na linha média [16]. A partir desta junção, alonga-se posteriormente uma saliência, designada apófise

espinhosa, na qual se inserem músculos. Os vértices das apófises espinhosas (extremidade posterior deste elemento) podem ser observados e sentidos como saliências ao longo da linha média da face posterior do tronco [11]. Por sua vez, as apófises transversas e as apófises articulares (duas superiores e duas inferiores) estão implantadas na junção dos pedículos e das lâminas. As primeiras são locais de inserção de músculos e ligamentos enquanto as segundas possuem facetes articulares para se ligarem às vértebras adjacentes [14].

O conjunto do arco vertebral e do lado posterior do corpo da vértebra formam um buraco - buraco vertebral. Com a sobreposição das vértebras, os vários buracos vertebrais originam o canal vertebral, que é preenchido pela medula espinhal. A função de protecção da medula espinhal por parte da coluna vertebral advém desta característica estrutural das vértebras [16].

Apesar das vértebras que constituem as regiões cervical, torácica e dorsal terem uma estrutura elementar semelhante, possuem também algumas características que permitem distingui-las. Além disso, numa mesma região, há vértebras com características particulares que as diferenciam das restantes [11].

Das sete vértebras cervicais, três delas são atípicas. As vértebras cervicais típicas caracterizam-se por um corpo vertebral pequeno e largo, o seu buraco vertebral tem uma forma triangular, as suas apófises espinhosas são curtas e bífidas (possuem uma fenda na sua extremidade posterior) e apresentam buracos nas apófises transversas, que permitem a passagem de vasos sanguíneos para a cabeça. As vértebras cervicais atípicas são: atlas (C1), que é bastante mais larga que as restantes vértebras cervicais e não possui corpo vertebral nem apófise espinhosa; áxis (C2), na qual as lâminas são mais espessas e as apófises transversas mais pequenas; e proeminente (C7), cuja apófise espinhosa é mais longa e não é bífida [10].

As vértebras torácicas ou dorsais distinguem-se por possuírem um buraco vertebral circular, facetes articulares compridas (através das quais se ligam às costelas) e apófises espinhosas estreitas e dirigidas para baixo [10, 11]. No entanto, as vértebras D1, D11 e D12 apresentam algumas particularidades uma vez que: D1 assemelha-se a uma vértebra cervical; D11 não possui faceta articular nas suas apófises transversas; e as facetes articulares inferiores da vértebra D12 são idênticas às das vértebras lombares [12].

Na região lombar, os corpos vertebrais são bastante volumosos comparativamente com os corpos das vértebras de outras regiões. Além disso, os pedículos das vértebras lombares são curtos e espessos, o buraco vertebral é triangular (mas inferior ao que está presente nas vértebras cervicais) e as apófises espinhosas são longas, largas e horizontais. Apenas a vértebra L5 apresenta a particularidade de o seu corpo vertebral ser mais alto na parte anterior [11, 12].

As cinco vértebras que constituem o sacro encontram-se soldadas, o que impossibilita que esta zona pratique movimentos [14].

À semelhança do que sucede no sacro, as vértebras que compõem o cóccix estão também soldadas, o que não lhe confere mobilidade [14].

2.2.2 Articulações da coluna vertebral

Para formar uma estrutura coesa como é a coluna vertebral, as vértebras adjacentes articulam-se entre si por meio dos corpos e dos arcos vertebrais [14].

No que respeita aos corpos vertebrais, estes unem-se através dos discos intervertebrais e dos ligamentos longitudinais anterior e posterior [12].

Os discos intervertebrais (Figura 2.4), localizados entre os corpos de duas vértebras contíguas, proporcionam uma maior estabilidade entre elas, evitam o atrito entre os corpos vertebrais e funcionam como amortecedores, pois absorvem forças que actuam na coluna vertebral durante a execução de movimentos [16]. Um outro aspecto que revela a importância destes elementos é o facto dos movimentos articulares apenas serem possíveis devido à deformação dos discos intervertebrais [13].

Distinguem-se duas unidades funcionais em cada disco intervertebral: o anel fibroso, que corresponde à parte exterior do disco e, como o próprio nome indica, é constituído por fibrocartilagem; e o núcleo pulposo, que é viscoso e está presente no centro do disco [13].

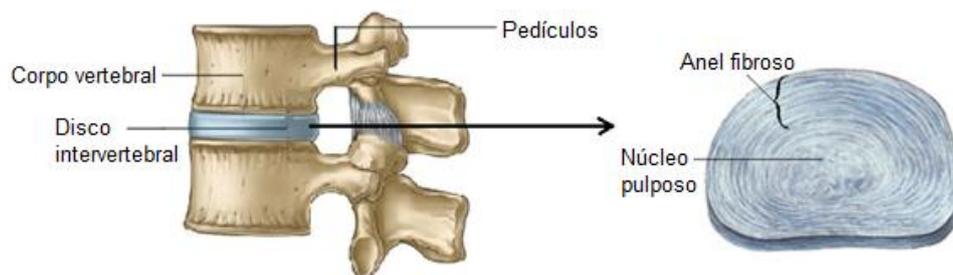


Figura 2.4: Disco intervertebral. Adaptado de [10, 17].

Por sua vez, os arcos vertebrais adjacentes possuem as seguintes articulações entre si: cápsulas articulares (unem as apófises articulares), ligamentos amarelos (entre as lâminas), ligamentos interespinhosos (unem as apófises espinhosas), ligamentos supra-espinhosos (ligam os vértices das apófises espinhosas) e ligamentos intertransversários (entre as apófises transversas) [12, 16].

O sacro e o cóccix unem-se através de um disco fibrocartilaginoso, originando a articulação sacrococcígea [12].

2.2.3 Movimentos da coluna vertebral

Apesar de a amplitude de movimento entre duas vértebras adjacentes ser reduzida, a soma dos diversos segmentos vertebrais resulta numa ampla mobilidade da coluna vertebral no seu todo [12].

A coluna vertebral está apta para executar movimentos de flexão (inclinação da coluna anteriormente), extensão (flexão posterior da coluna), inclinação lateral (movimento no plano frontal com inclinação para a direita e para a esquerda) e rotação (movimento no plano horizontal, para a esquerda e para a direita) [12].

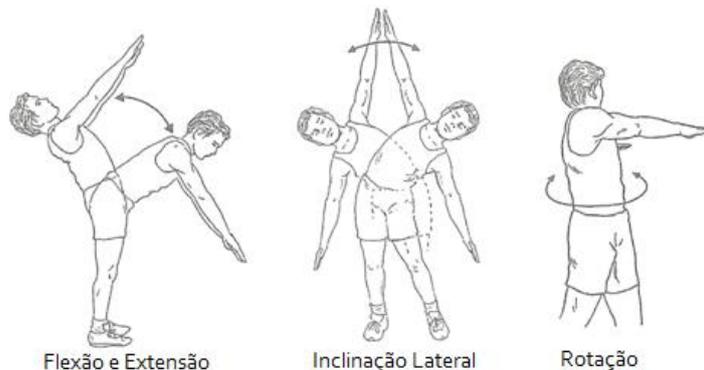


Figura 2.5: Movimentos da coluna vertebral. Adaptado de [12].

Os movimentos de flexão, extensão e inclinação lateral possuem maior amplitude nos segmentos cervical e lombar. Isto deve-se a três factores: à estrutura anatómica das vértebras, aos discos intervertebrais serem mais espessos e a não existir o efeito de contenção da caixa torácica nestas regiões [18].

O movimento de rotação é o único movimento que é livre na região cervical e nas porções superiores da coluna torácica e é muito limitado na região lombar, devido à forma e à direcção das facetas articulares [12].

2.2.4 Curvaturas da coluna vertebral

A coluna vertebral possui quatro curvaturas fisiológicas naturais (relativamente ao plano mediano), que contribuem para o aumento da sua resistência e ajudam a manter o equilíbrio [16]. Estas curvaturas designam-se: lordose cervical, cifose torácica, lordose lombar e cifose sacral. De uma perspectiva posterior, as lordoses têm uma forma côncava enquanto as cifoses são convexas [13].

As curvaturas da coluna vertebral não se desenvolvem simultaneamente. Enquanto as cifoses, também designadas curvaturas primárias, surgem durante o desenvolvimento do embrião (devido à sua posição no útero), as lordoses, ou curvaturas secundárias, aparecem apenas durante os primeiros anos de vida (a lordose cervical surge quando a criança começa a levantar a cabeça e a lordose lombar surge quando a criança já consegue sentar-se e manter-se de pé) [12].

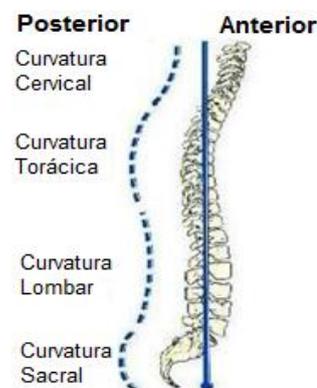


Figura 2.6: Curvatura adulta normal (vista lateral). Adaptado de [16].

2.2.5 Alterações na coluna vertebral

Ao longo da vida, a coluna vertebral pode sofrer deformações que alteram a sua biomecânica e conduzem a patologias. As alterações mais frequentes são [12]:

- Hipercifose (curvatura excessiva na zona torácica);
- Hiperlordose (curvatura excessiva na zona lombar);
- Escoliose (desvio lateral da coluna vertebral).

A escoliose origina uma assimetria do corpo, pelo que pode apresentar como sintomas: desnível dos ombros, cintura desigual e inclinação de todo o corpo para um dos lados [19].

A ocorrência destas deformações pode ser simples ou combinada e existem diversos factores que contribuem para o seu aparecimento. São exemplo deles: alterações ósseas, musculares ou neurológicas, posturas incorrectas e transporte de pesos elevados [19].

2.3 Instrumentos de avaliação da coluna vertebral

Para realizar a análise morfológica (ou anatómica) da coluna vertebral, a medicina tem ao seu dispor uma diversidade de instrumentos, dos quais o mais requisitado pelos clínicos é a radiografia [8, 20].

Apesar de ser considerada o *gold standard*, a radiografia é uma técnica invasiva porque utiliza radiação ionizante. Como tal, apresenta inúmeras desvantagens: a sua aplicação repetidas vezes ao longo da vida traduz-se em efeitos nocivos para a saúde, não pode ser aplicada em grávidas, necessita de técnicos licenciados para poder ser utilizada e tem um custo elevado [8].

Além da radiografia, a maioria dos instrumentos com capacidade para avaliar a coluna vertebral possui o grande inconveniente de não poder ser aplicada na posição ortostática. Actualmente, existem já alguns que permitem essa análise (como é o caso da tomografia computadorizada), no entanto, além desta também ser feita de forma invasiva, a sua utilização na vertente referida não é comum.

Para fazer face aos problemas referidos, têm surgido novos equipamentos que visam avaliar a coluna vertebral de modo não invasivo [7]. É o caso do Pantógrafo, do Cifolordómetro, da Régua Flexível, do Escoliómetro, do Cifómetro DeBrunner, do *Spinal Mouse*, da Cinemetria, do *Metrecom Skeletal Analysis System*, dos sistemas optoelectrónicos e do Métrica Vertebral [6, 8].

Os métodos não invasivos permitem analisar a coluna vertebral sem prejudicar o paciente, pelo que podem ser utilizados sempre que necessário. No entanto, são poucos os equipamentos que permitem executar a avaliação na posição vertical [6]. Em seguida, é dada uma breve descrição dos equipamentos que possibilitam esta avaliação.

O Pantógrafo (Figura 2.7), que é aplicado para avaliar os ângulos da lordose e da cifose, é composto por um braço móvel e por um *laser*. Inicialmente, o seu braço móvel é posicionado no vértice da apófise espinhosa da vértebra C7 e o *laser* é posicionado no vértice da apófise espinhosa da vértebra L5. Durante o exame, o paciente (na posição ortostática) fica imóvel enquanto o braço móvel percorre a coluna vertebral até à região lombar e são gravadas imagens do seu trajecto no computador. Apesar de ser um método fácil de aplicar, não consegue avaliar a existência de escoliose [8].



Figura 2.7: Pantógrafo. Adaptado de [21].

O Cifómetro de DeBrunner (Figura 2.8) é formado por um transferidor e por dois braços móveis, cujas bases são posicionadas nas apófises espinhosas que se pretende analisar. Este aparelho mede os ângulos das cifoses e das lordoses, contudo, apesar de simples, é dispendioso e difícil de manusear (devido ao seu peso elevado) [21].

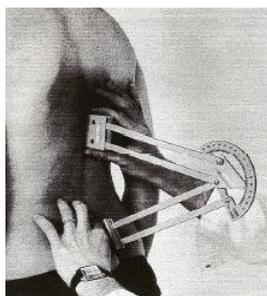


Figura 2.8: Cifómetro de DeBrunner. Adaptado de [21].

O Cifolordómetro (Figura 2.9) é um aparelho com 197cm de altura, constituído por uma haste vertical de 39x58mm e 39 hastas horizontais, que são móveis e estão separadas por quatro centímetros. A sua aplicação tem início com a identificação os vértices das apófises espinhosas (por palpação). Posteriormente, a forma da coluna vertebral, no plano sagital, é registada numa folha (que se encontra fixa no equipamento) enquanto o paciente permanece em pé e imóvel na plataforma. Apesar de ser um método confiável para mensurar as curvaturas da coluna vertebral, não fornece qualquer informação acerca dos desvios laterais porque não representa a coluna em três dimensões [22].



Figura 2.9: Cifolordómetro. Adaptado de [22].

A Régua Flexível é constituída por chumbo coberto por uma régua sintética com 60cm de comprimento, pelo que se trata de um método simples, rápido e económico para realizar a medição das curvaturas da coluna vertebral. Esta régua molda-se de acordo com as curvaturas e o seu contorno é traçado em papel milimétrico, onde se obtém a representação da curvatura lombar e da curvatura torácica [6, 8].

O Escoliómetro corresponde a um nivelador que se fixa nos ombros e, como o próprio nome indica, mede o ângulo de desvio da escoliose [6].

O Spinal Mouse® (Figura 2.10) é um aparelho composto por duas rodas acopladas a um objecto de plástico que, em conjunto com um computador (via *Wireless*), mede as curvaturas vertebrais [8]. Durante o exame, o aparelho é conduzido manualmente ao longo da coluna vertebral e grava, através de um prumo interno, as distâncias e as mudanças de inclinação. Apesar de ser um método simples, rápido e bastante eficaz, é também muito dispendioso [23].



Figura 2.10: Spinal Mouse®. Adaptado de [23].

A Cinemetria consiste numa análise de parâmetros cinemáticos para descrever o movimento do corpo humano. É constituída por um conjunto de métodos que têm como finalidade determinar a posição e a orientação de segmentos corporais, assim como a sua velocidade e aceleração [6, 25]. A análise dos movimentos baseia-se em câmaras que registam imagens do movimento e, com um *software* próprio, são calculadas as variáveis pretendidas [6].

Dos métodos de Cinemetria existentes actualmente, destacam-se a câmara de infravermelhos e a máquina fotográfica, pois são aqueles que se aplicam para avaliar a amplitude das curvaturas da coluna vertebral [8].

As câmaras infravermelhas baseiam-se no registo da luz infravermelha reflectida por marcadores que são colocados nos pontos anatómicos relevantes para o caso que se pretende estudar. É necessário restringir tanto o número, a proximidade e o tamanho dos marcadores como o campo de visão das câmaras, os movimentos a analisar e o ambiente em que é realizada a avaliação [6, 24]. Este método apresenta como vantagens a precisão dos dados recolhidos e a capacidade de identificar e reproduzir automaticamente as coordenadas espaciais no computador. Em contrapartida, é um método extremamente dispendioso [6].

A fotografia é uma ferramenta útil para avaliar a coluna vertebral [8], permitindo detectar desvios laterais mais facilmente do que a análise visual [21]. Apesar de parecer um método simples, é necessário ter alguns cuidados para minimizar os erros de avaliação:

- Há que padronizar a técnica para evitar erros de distorção;
- A máquina fotográfica deve estar correctamente colocada (numa posição horizontal e apontada para o centro do corpo do paciente [8]) e, de preferência, apoiada num tripé;
- O equipamento deve ser de boa qualidade.

Mas, a grande desvantagem desta técnica é o facto de as câmaras fotográficas apenas captarem imagens bidimensionais, o que impossibilita uma avaliação tridimensional da coluna vertebral [21].

Perante tudo aquilo que foi exposto, verifica-se que o Métrica Vertebral, que será descrito pormenorizadamente nos subcapítulos seguintes, é um equipamento único, que engloba todo um conjunto de características importantes. Além de realizar uma avaliação completa e tridimensional da coluna vertebral na posição vertical, é um aparelho rápido, simples e pouco dispendioso, quando comparado com os restantes métodos.

2.4 Descrição do Métrica Vertebral e sua evolução

O Métrica Vertebral é um sistema inovador na área da saúde que permite identificar, de forma não invasiva, a posição espacial do vértice das apófises espinhosas, desde a primeira vértebra cervical até à primeira vértebra sagrada. Durante a realização do exame, o indivíduo encontra-se na posição ortostática [1, 4].

Inicialmente, o equipamento foi desenvolvido pela Doutora Cláudia Quaresma, em conjunto com o Doutor Mário Secca e com o Doutor João Goyri O'Neill, com o intuito de diagnosticar, através de uma técnica simples e eficiente, as alterações biomecânicas da coluna

vertebral durante a gravidez. Este interesse resultou do facto de as raquialgias serem muito comuns durante a gravidez, em especial, na fase final da gestação [8].

O primeiro protótipo deste equipamento, ao qual foi atribuída a designação de Métrica Vertebral Mecânico (Figura 2.11), foi então concebido na tese de doutoramento da Doutora Cláudia Quaresma. A sua estrutura é constituída por duas partes principais: o “corpo” e o “suporte” [1, 4].

O “corpo” é o componente responsável pela medição. Trata-se de uma peça vertical que possui dezoito peças horizontais denominadas “posicionadores 2D”, pois podem ser movidas segundo os eixos dos xx' e dos yy' . A coordenada z, ou seja a altura, é facultada pelo movimento das peças ao longo da estrutura vertical que as sustenta [1, 2, 4].

O “suporte”, como o próprio nome indica, além de servir de base ao “corpo” do aparelho, é o local onde o paciente permanece durante as medições [1, 2, 4].

A aquisição de dados inicia-se com a marcação da projecção cutânea do vértice das apófises espinhosas, com uma caneta hipoalergénica e facilmente removível. Concluída a marcação, o paciente coloca-se sobre o suporte, com a face posterior do tronco voltada para o “corpo” do equipamento, e, uma vez nesta posição, inicia-se a colocação dos “posicionadores 2D”, que são ajustados até tocarem nos pontos marcados [4].



Figura 2.11: Métrica Vertebral Mecânico. Adaptado de [26].

O primeiro posicionador é o único que não é sobreposto com qualquer ponto. É sim coordenado com a região occipital porque, durante a medição, é usado como referência [7].

Os restantes posicionadores são, como já foi referido, colocados junto das marcações para determinar as suas coordenadas espaciais. No entanto, dois deles são responsáveis pelo estudo de mais do que um ponto: o segundo posicionador identifica a posição do vértice das apófises espinhosas localizadas na região cervical e o décimo quinto posicionador é usado na medição das três primeiras apófises lombares [4].

A colocação dos “posicionadores 2D” demora cerca de sete minutos, o que é um intervalo de tempo consideravelmente longo, uma vez que o paciente não consegue permanecer imóvel durante todo este período [7].



Figura 2.12: “Posicionadores 2D” devidamente colocados. Adaptado de [8].

Os resultados obtidos no estudo realizado pela Doutora Cláudia Quaresma foram validados após comparação com um método já existente e confiável [25]. Dada a credibilidade demonstrada, o Métrica Vertebral provou estar apropriado para ser aplicado a um universo mais alargado de indivíduos enquanto meio auxiliar de diagnóstico.

Contudo, devido à extensa duração de cada medição, surgiu a necessidade de desenvolver o Métrica Vertebral de forma a tornar a recolha de dados automática.

O segundo protótipo do Métrica Vertebral (Figura 2.13) é um aparelho semi-automático, controlado por *software* e que pode movimentar-se segundo duas direcções: horizontal (x) e vertical (z) [3].

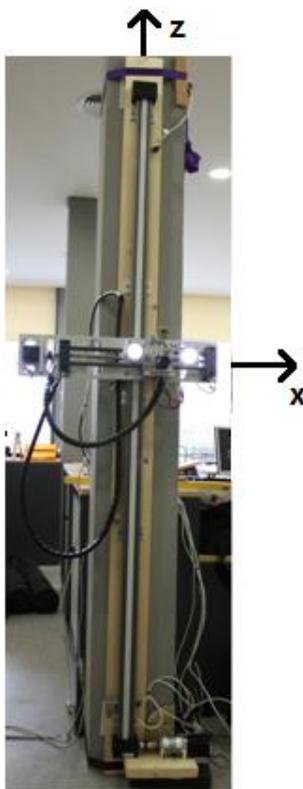


Figura 2.13: Aspecto do segundo protótipo do Métrica Vertebral e direcções de movimento. Adaptado de [25].

Este segundo protótipo do Métrica Vertebral tem como base uma câmara de vídeo, um díodo *laser* e algoritmos de processamento de imagem [3].

Através do processamento de imagem, os pontos marcados na pele são detectados e as suas coordenadas x e z são determinadas pelo *software*. Uma vez obtidas as coordenadas, o *software* dá ordem para que a estrutura móvel do equipamento se desloque, tendo como objectivo sobrepor a marca do díodo *laser* ao primeiro ponto detectado. Quando esta condição é satisfeita, a coordenada y da respectiva apófise espinhosa é calculada e, posteriormente, as três coordenadas espaciais são guardadas [7]. Este processo repete-se para cada um dos pontos marcados.

É de salientar que, como os algoritmos de processamento de imagem estão ajustados para um determinado marcador, torna-se crucial efectuar sempre as marcações com o mesmo tipo de marcador, caso contrário, não se realiza o processo de detecção.

A concepção deste novo protótipo foi dividida em três etapas, elaboradas paralelamente, que são as seguintes:

- Construção do sistema mecânico e electrónico que permite posicionar o equipamento nas coordenadas x e z (realizada pelo Eng. Pedro Duque) [9];
- Desenvolvimento do *software* de detecção das apófises espinhosas (elaborado pelo Eng. António Jordão) [7];
- Definição de um modelo matemático da coluna vertebral e concepção de um *software* que representa os corpos vertebrais em 3D (produzido pela Eng. Carla França) [5].

Como o presente projecto deu continuidade ao desenvolvimento do segundo protótipo do Métrica Vertebral, no subcapítulo seguinte, será feita uma abordagem detalhada dos princípios aplicados na sua construção, em especial, no que respeita ao sistema de processamento de imagem.

2.5 Métrica Vertebral: princípios de funcionamento

2.5.1 Estrutura do equipamento e electrónica de controlo

O Métrica Vertebral é composto por uma estrutura vertical (posicionador z) à qual está acoplada uma estrutura horizontal (posicionador x), que possui dimensões diminutas comparativamente com a primeira. À estrutura horizontal, está associada uma câmara de vídeo e, fixado acima desta, posiciona-se o díodo *laser* (a uma distância bem determinada e com um ângulo específico). De cada um dos lados da câmara de vídeo, situa-se uma lâmpada de halogéneo (de 20W alimentada com 12V DC), que permite um maior número de planos de focagem e, conseqüentemente, a realização de aquisições mais rápidas [7].

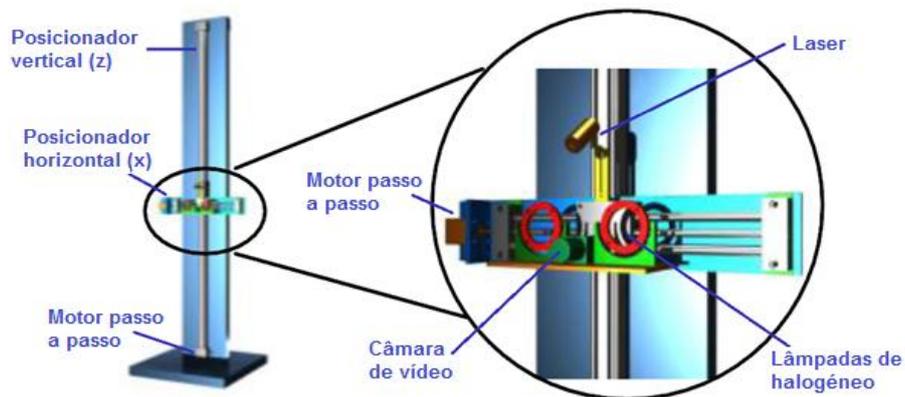


Figura 2.14: Estrutura do equipamento. Adaptado de [26].

A câmara de vídeo utilizada (modelo UI-1440C da uEye™) possui uma interface USB 2.0, pelo que é ideal para comunicar com um computador. É compacta e leve, tem uma resolução de 1280x1024 px e possui um sensor CMOS (*complementary metal oxide semiconductor*), que lhe permite tratar cada *pixel* como uma unidade individual. Esta câmara utiliza lentes do tipo *C-Mount*, que são comuns e fáceis de fixar [7].

O conjunto da câmara, do diodo *laser* e da fonte de iluminação move-se segundo duas direcções (horizontal e vertical), ao longo das duas estruturas referidas anteriormente. Na base do seu posicionamento, encontra-se o sistema electrónico [9].

Os posicionadores foram construídos com mesas lineares, calhas com correias e, para um posicionamento rigoroso, usaram-se motores passo a passo [9].

Nos limites de posicionamento de cada um dos posicionadores, situam-se detectores de fim de curso que, como o próprio nome indica, reconhecem quando um posicionador atinge este extremo [9].

O equipamento possui ainda um botão de emergência que, quando é accionado, faz parar de imediato o funcionamento dos motores [9].

O cerne da electrónica de controlo é um microcontrolador (PIC16F877A), fabricado pela Microchip™. Esta peça é responsável por:

- Conduzir os motores;
- Controlar a orientação dos posicionadores;
- Monitorizar os sinais dos fins de curso e o interruptor de emergência;
- Controlar o estado dos relés;
- Gerir a comunicação série RS232 com o computador;
- Guardar as posições x e z em que se inicia cada aquisição.

2.5.2 Princípios de medição de distâncias

Como foi mencionado anteriormente, enquanto as coordenadas x e z são identificadas directamente pelo sistema, a coordenada y (distância ântero-posterior) é calculada, após o correcto posicionamento da estrutura móvel, com base em princípios de medição de distâncias que envolvem conceitos de óptica geométrica e relações trigonométricas [26]. Isto é possível porque são conhecidos os seguintes parâmetros [3]:

- Ângulo e altura a que o díodo *laser* se encontra fixo na estrutura;
- Distância entre o ponto focal da lente e o plano onde o díodo *laser* intersecta o eixo central da câmara;
- Dimensões reais de cada *pixel* no plano referido no ponto anterior.

A montagem do díodo *laser* na estrutura do Métrica Vertebral foi influenciada pela distância a que o indivíduo em estudo se encontra do equipamento e pelo ângulo de visão da câmara na vertical [25]. Além disso, foi ainda considerado um parâmetro extremamente importante, que é a distância máxima entre as apófises segundo o eixo ântero-posterior (Figura 2.15). Esta informação foi encontrada nos estudos realizados pela Doutora Cláudia Quaresma, em que foi concluído que a distância ântero-posterior pode variar entre 70,5mm e 101,3mm. Apesar dos estudos terem sido aplicados em mulheres grávidas, o valor considerado não prejudicou o desempenho do Métrica Vertebral, pois um indivíduo normal é dotado de curvaturas menos acentuadas [7].



Figura 2.15: Distância máxima no eixo ântero-posterior. Adaptado de [7].

Através da pesquisa realizada, o Eng. António Jordão [7] verificou que o ângulo de visão vertical da câmara é de 10° . Então, considerando que o *laser* intersecta o eixo central da câmara a 33,2cm do equipamento (plano de referência), optou por colocar o díodo *laser* 9cm acima da câmara e a 72° relativamente à vertical [7].

As características resultantes da configuração adoptada são explicitadas na Tabela 2.1.

Tabela 2.1: Características do equipamento. Adaptado de [25].

Distância entre o equipamento e o indivíduo em estudo	Entre 26,2 e 45,2 cm
Dimensão real de cada <i>pixel</i>	Entre 0,044 e 0,077 mm
Intervalo adoptado (para evitar perder a resolução)	7cm antes e depois do plano de referência (33,2cm)
Resolução máxima	0,2mm

2.5.3 Detecção das apófises espinhosas

O *software* do Métrica Vertebral foi desenvolvido em MatLAB® e, para além das funções utilizadas para comunicar com o microcontrolador, compreende os algoritmos produzidos para detectar as apófises espinhosas [3].

Com a finalidade de determinar a posição espacial do vértice das apófises espinhosas, foram definidos três algoritmos: um para identificar as coordenadas da marca do diodo *laser*, outro para encontrar os pontos marcados sobre as apófises espinhosas (com uma caneta lavável e de cor azul) e o terceiro para comandar o processo de aquisição [25].

Os algoritmos de processamento de imagem responsáveis pela detecção da marca do diodo *laser* e dos pontos azuis assinalados na pele são semelhantes. As diferenças entre eles residem em particularidades dos objectos a detectar, como a cor de cada um e o seu tamanho. Para os definir, o Eng. António Jordão [7] seguiu a linha de pensamento do autor Rafael Gonzalez e dividiu o sistema de processamento e análise de imagem de acordo com os passos enumerados na Tabela 2.2.

Tabela 2.2: Etapas do processamento de imagem definido pelo Eng. António Jordão. Adaptado de [7].

	Passo	Descrição
1	Formação de imagem	Óptica e electrónica
2	Segmentação: Binarização	Converter a imagem em tons de cinzento para uma imagem binária
3	Acondicionamento (imagem binarizada)	Melhoramento da imagem, aplicação de máscaras
4	Segmentação: Etiquetagem (imagem binarizada)	Detecção de objectos
5	Extracção: Análise da assinatura dos objectos (imagem binarizada)	Retirar propriedades dos objectos detectados (diâmetros e centróide)
6	Classificação (imagem binarizada)	Classificação de cada objecto identificado

2.5.3.1 Algoritmo de detecção da marca do díodo *laser*

A detecção da marca do díodo *laser* deve-se a uma função (esquematisada na Figura 2.16), cujo processamento demora cerca de 75ms.

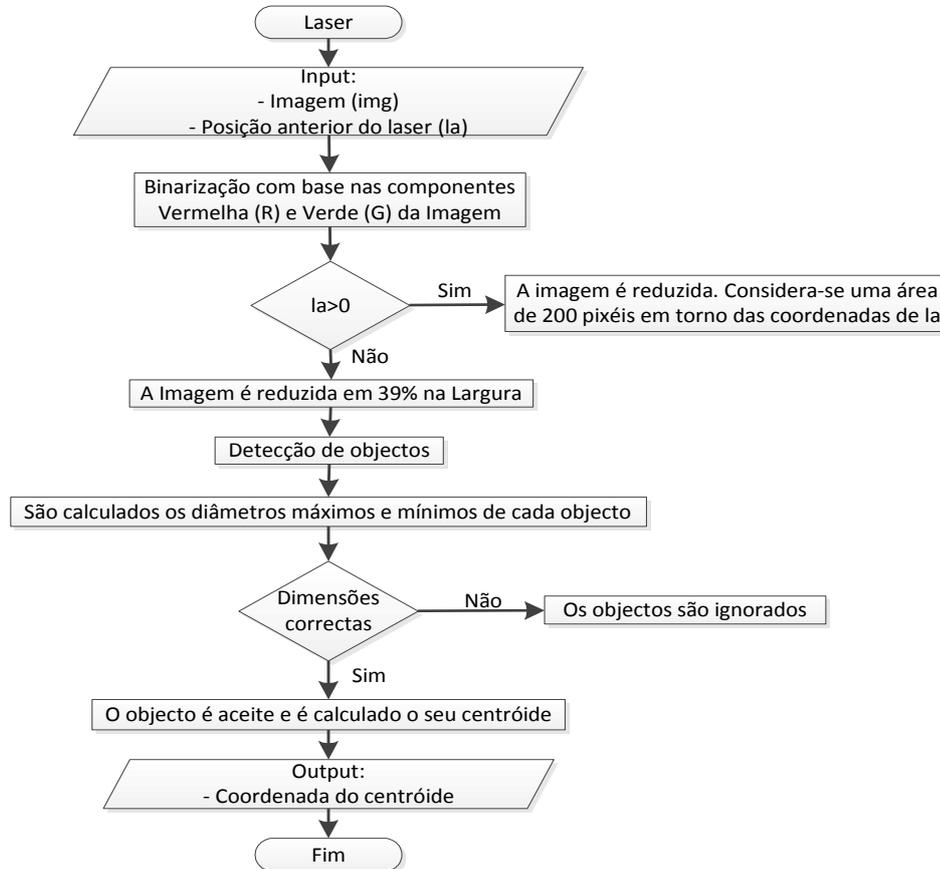


Figura 2.16: Detecção da marca do díodo *laser*. Adaptado de [7].

Quando esta função é chamada, recebe a última imagem captada pela câmara e as coordenadas x e z da posição anterior do *laser* que, caso não sejam conhecidas, são dadas por uma matriz nula $([0,0])$ [7].

Primeiramente, é realizada a binarização da imagem, através da comparação das suas componentes vermelha e verde [3], e, em seguida, a imagem binarizada é reduzida ao espaço de interesse, com base na posição anterior do *laser* (aumenta a velocidade do algoritmo) [7].

Nesta fase do algoritmo, é realizada a detecção de objectos na imagem e são calculados os diâmetros máximo e mínimo de cada um deles. As dimensões dos objectos identificados são analisadas para verificar se correspondem à marca do díodo *laser*. Um objecto é aceite se o seu eixo maior for inferior a 80px e o eixo menor superior a 15px. No entanto, como a marca tem uma forma elíptica, foi considerado um incremento de 35% no eixo menor, que faz com que este seja igual ou superior ao eixo maior e, simultaneamente, não ultrapasse 95px [7].

Se um objecto for aceite, o seu centróide é determinado e a função devolve as coordenadas do *laser* (em *pixéis*). Nos casos em que isso não acontece, os objectos são ignorados [7].

2.5.3.2 Algoritmo de detecção dos pontos

O algoritmo de detecção dos pontos segue a mesma estrutura do algoritmo anterior, no entanto, é um pouco mais complexo.

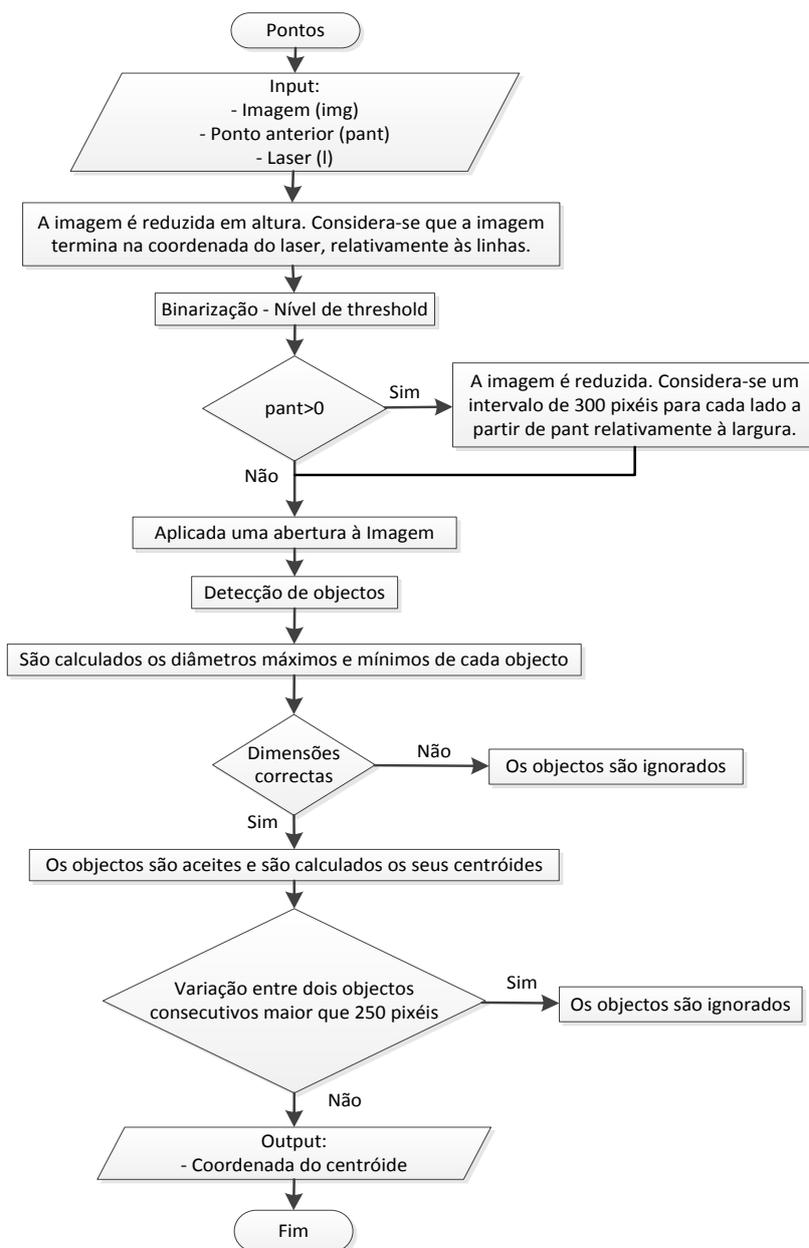


Figura 2.17: Detecção dos pontos marcados na pele. Adaptado de [7].

Quando a função definida para distinguir os pontos (Figura 2.17) é chamada, são inseridos três parâmetros: a última imagem captada pela câmara, as coordenadas x e z da marca do diodo *laser* e as coordenadas x e z do último ponto detectado (caso não sejam conhecidas, são consideradas [0,0]) [7].

A primeira etapa realizada pela função compreende a redução da imagem em relação à sua altura. Para tal, considera-se que a imagem termina 50 px acima da coordenada z do centróide da marca do *laser*, uma vez que os pontos abaixo desta já não podem ser detectados. À semelhança do que sucede no algoritmo anterior, a referida redução visa aumentar a rapidez do algoritmo [7].

Depois de reduzida a imagem, procede-se à sua binarização. Nesta fase do algoritmo, é utilizado um nível de *threshold*¹, definido manualmente (é um valor fixo e igual a 0,1), que se aplica na componente verde da imagem “pois era aquela que introduzia menos aberrações na imagem binarizada” aquando da fase de testes [7].

A etapa que se segue envolve uma nova redução da imagem, desta vez no que respeita à sua largura [7], seguida da aplicação de uma função de abertura, que tem como objectivo reduzir os artefactos da imagem. Esta função está definida na *Toolbox* de processamento de imagem do MatLAB® [7].

Posteriormente, é efectuada a detecção de objectos e procede-se ao cálculo dos diâmetros máximo e mínimo de cada um deles. Mais uma vez, este procedimento utiliza funções específicas da *Toolbox* de processamento de imagem [7].

Após serem identificados todos os objectos, as dimensões de cada um deles são analisadas para verificar quais correspondem aos pontos marcados. Relativamente ao algoritmo de detecção da marca do diodo *laser*, esta etapa apenas difere nas dimensões limites para que um objecto seja aceite. Assim sendo, o eixo maior poderá medir, no máximo, 60px enquanto o eixo menor terá, no mínimo, 10px. Também aqui, é considerado um incremento no eixo menor mas, como a forma dos pontos é mais elipsóide que a forma da marca do diodo *laser*, o incremento é bastante superior (60%) [7].

Sempre que um objecto é aceite, o seu centróide é calculado e o programa averigua se a variação horizontal entre dois objectos consecutivos é inferior a 250px (cerca de 1,2 cm), pois está comprovado que nunca ocorrem distâncias maiores que esse valor. Então, se forem encontrados objectos consecutivos com dimensões adequadas mas separados horizontalmente por mais de 250px, ambos os objectos são ignorados [7].

Quando todos os objectos estão analisados (mediante as condições descritas), a função devolve uma matriz com as coordenadas de cada um daqueles que foram reconhecidos como pontos [7].

¹ O conceito de *threshold* é explicado no Capítulo V – Processamento de Imagem.

2.5.3.3 Funcionamento do *software*

Sempre que o utilizador pretende iniciar uma aquisição, o programa principal abre uma janela onde pergunta ao utilizador qual o número de pontos marcados. Quando esta questão é respondida, o algoritmo chama um programa secundário, que é responsável pelo posicionamento manual da estrutura móvel do Métrica Vertebral. Este é o único componente do *software* que possui uma interface gráfica (Figura 2.18), permitindo ao utilizador definir a posição inicial. Na posição inicial, o díodo *laser* deve estar entre as barras brancas e abaixo do primeiro ponto marcado (considerando que o primeiro ponto é aquele que está marcado mais abaixo) [7].

A interface gráfica é constituída por:

- Quatro setas direccionais (esquerda, direita, cima e baixo), com as quais o utilizador movimentava a estrutura;
- Três botões de velocidade (baixa, normal e rápida);
- Um botão “Start” / ”Stop”, para iniciar ou parar, respectivamente, o movimento da estrutura;
- Uma janela de visualização;
- Um botão “Exit”, que deve ser seleccionado, quando a estrutura se encontra na posição inicial pretendida, para dar início à aquisição.

A partir do momento em que o botão “Exit” é premido, todo o processo (que está esquematizado na Figura A1 do Anexo A) decorre de forma automática, com o *hardware* a mover-se verticalmente a uma velocidade constante e conhecida (3,44 m/s) [7, 25].

Os dados recolhidos em cada aquisição são guardados em três colunas que representam, respectivamente, as coordenadas x, y e z. Caso se pretenda guardar dados relativos a mais de uma aquisição, as diferentes aquisições são separadas por uma linha de zeros [7].

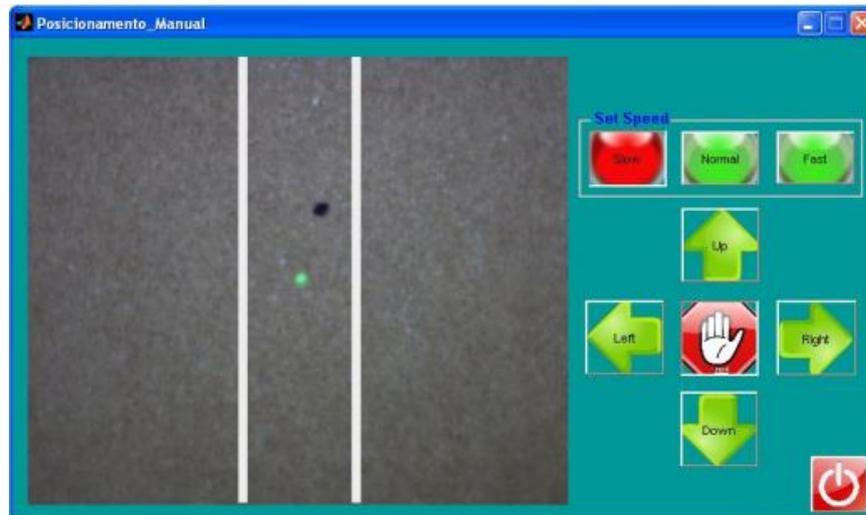


Figura 2.18: Interface gráfica do Métrica Vertebral. Adaptado de [7].

Os resultados de qualquer aquisição podem ser utilizados para reconstruir a coluna vertebral na interface gráfica de um programa especialmente desenvolvido para esse efeito (Figura 2.19) [25]. Este programa foi concebido pela Eng. Carla França [5] que, para tal, utilizou também as funcionalidades do MatLAB®.

O programa desenvolvido pela Eng. Carla França [5] contribuiu para aumentar o potencial do Métrica Vertebral enquanto instrumento auxiliar de diagnóstico. Isto porque se trata de uma ferramenta simples e completa, que pode ser facilmente utilizada pelos profissionais de saúde [25].

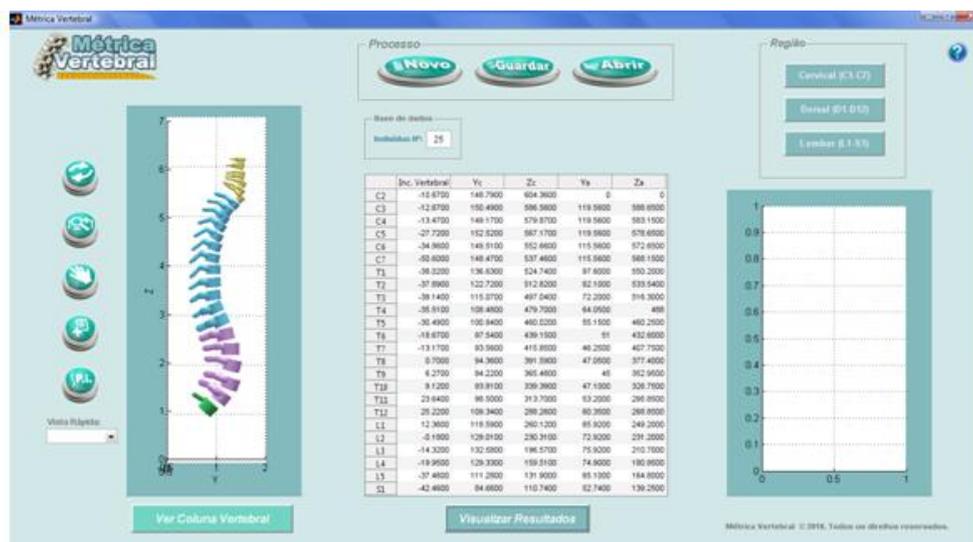


Figura 2.19: Interface gráfica do programa de análise de dados. Adaptado de [5].

2.6 Introdução ao MatLAB®.

O MatLAB® (*MAtrix LABoratory*) é um *software* programável de alta performance, que integra análise numérica, cálculo com matrizes, processamento de sinais e construção de gráficos num ambiente fácil de usar [27].

A estrutura fundamental de dados no MatLAB® é uma matriz que não requer dimensionamento, o que permite efectuar a resolução numérica de problemas num intervalo de tempo inferior ao de linguagens de programação como *Fortran*, *Visual Basic* ou *C/C++* [28].

O MatLAB® dispõe de bibliotecas de rotinas específicas para cada uma das suas aplicações (*Toolboxes*), inclusivamente para o processamento de imagens [29]. Esta característica foi útil no desenvolvimento do Métrica Vertebral.

2.7 Representação de imagens digitais

Uma imagem pode ser definida como uma função bidimensional, $f(x,y)$, onde x e y são coordenadas planas e a amplitude (f) de qualquer par de coordenadas (x,y) é designada intensidade (ou nível de cinzento) da imagem nesse ponto. Quando os valores de x , y e f são quantidades discretas, a imagem designa-se imagem digital [30].

Noutras palavras, uma imagem digital pode ser representada por uma matriz $M \times N$, onde cada elemento da matriz (*pixel*) corresponde à intensidade $f(x,y)$ de um determinado ponto da imagem. Cada um dos *pixéis* da imagem possui uma localização e intensidade específicas [30].

Os *pixéis* podem assumir diferentes valores, consoante o tipo de imagem digital em questão: para imagens binárias (a preto e branco), podem apresentar o valor 0 ou 1; nas imagens em tons de cinzento, estes valores variam entre 0 e 255; e, nas imagens a cores, a intensidade de cada *pixel* é representada por três valores, que variam entre 0 e 255 cada um [30].

Para processar uma imagem digital, é necessário recorrer a sistemas de computação [28].

2.8 Sistema colorimétrico RGB

A cor pode ser definida como uma percepção visual provocada quando a luz incide e é reflectida nos objectos.

Para obter a totalidade das cores existentes, basta associar três cores com intensidades variáveis. A representação das cores é feita em modelos ou sistemas colorimétricos, como, por exemplo, o RGB, o CMY e o HSI. Actualmente, o sistema mais adoptado é o RGB [31].

O sistema RGB define três cores primárias (vermelho, verde e azul), que vão formar cada *pixel* de uma imagem a cores. Pode, então, interpretar-se uma imagem a cores como a

sobreposição de três imagens, cada uma delas correspondendo a uma das componentes de cor primária (Figura 2.20) [30].

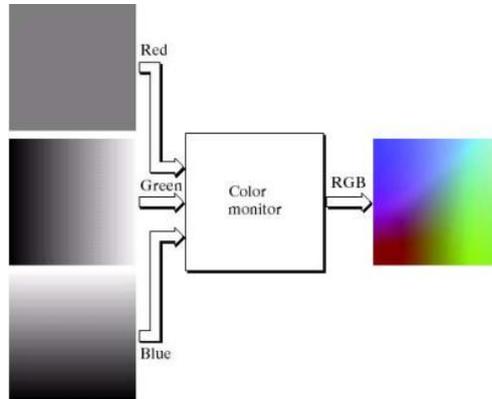


Figura 2.20: Formação de uma imagem RGB. Adaptado de [32].

O espaço de cores no sistema RGB é frequentemente representado por um cubo de cores (Figura 2.21). Neste cubo, os vértices representam as cores primárias e secundárias e os pontos ao longo da diagonal principal correspondem a diferentes tons de cinzento, desde o preto ao branco [30].

Uma imagem RGB, assim como cada uma das suas três componentes de cor, pode ser analisada e processada no MatLAB®.

Ao observar a imagem de qualquer uma das componentes de cor, uma determinada região é tanto mais brilhante (maior intensidade) quanto maior for a quantidade da respectiva cor nessa região da imagem RGB. Por outro lado, se uma região não possui a componente de cor em questão, vai aparecer escura na imagem dessa componente [30].

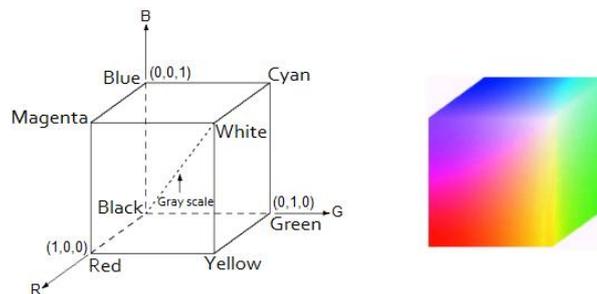


Figura 2.21: Cubo de cores RGB. Adaptado de [32].

CAPÍTULO 3 - Identificação do Marcador

O marcador com o qual é assinalada a projecção cutânea do vértice das apófises espinhosas é um elemento fundamental para o bom desempenho do Métrica Vertebral. Isto porque o algoritmo de detecção dos pontos é definido com base num marcador específico que, para tornar o processamento de imagem mais rápido e eficiente, deve respeitar determinadas características. Além disso, o marcador deve ainda obedecer a alguns critérios, de forma a não afectar o desempenho do algoritmo de detecção da marca do diodo *laser*. Estas características serão explicadas em seguida.

A pele contém um elevado índice de vermelho na sua constituição e, muitas vezes, possui sinais, marcas de nascença, manchas e lesões (como borbulhas, feridas ou cicatrizes), que são também caracterizados por elevados níveis de vermelho [7]. Tendo em conta estas propriedades, é completamente impraticável a utilização de um marcador que possua pigmentos vermelhos ou derivados desta cor, como laranjas, amarelos e castanhos.

Por outro lado, uma vez que o diodo *laser* é verde, se o marcador possuir esta componente de cor não serão produzidos bons resultados no algoritmo de detecção da marca do *laser*.

Considerando aquilo que foi referido nos dois parágrafos anteriores, e dado que tanto a pele como o diodo *laser* não são compostos por uma quantidade significativa da cor azul, é expectável que esta cor seja uma boa opção para o marcador.

Nestas condições, um bom marcador deverá ficar brilhante quando se visualiza a componente azul da imagem, de forma a distinguir-se perfeitamente dos restantes elementos. Para além disso, e para não perturbar a detecção da marca do diodo *laser*, um bom marcador deve ainda ficar praticamente neutro (com uma intensidade semelhante à da pele) ao visualizar a componente verde da imagem.

Na tese de dissertação do Eng. António Jordão [7], foi verificado que um possível marcador seria o lápis de maquilhagem azul, no entanto, “para fazer a marcação com lápis seria necessário fazer um círculo na pele para a cor ficar visível e isso demora mais tempo e introduz um factor de erro na marcação (...). Outro factor que levou a afastar esta hipótese foi o espalhamento da cor, que ocorre devido à sudação e ao próprio teor em água da pele” [7].

Partindo da ideia supracitada, constatou-se que existem, no mercado, produtos de maquilhagem que têm o mesmo efeito do lápis de maquilhagem mas são líquidos (é o caso do *eyeliner*). Tendo isto em conta, optou-se por efectuar testes com diversos *eyeliners* azuis, na expectativa que um deles pudesse corresponder às especificidades do marcador ideal.

Para realizar os testes, marcaram-se alguns pontos na palma da mão (devido à maior facilidade de aquisição nesta zona comparativamente à face posterior do tronco), cada um correspondente a um *eyeliner* diferente, e tirou-se uma fotografia com a câmara. Posteriormente,

no MatLab®, analisaram-se as componentes RGB da imagem, em separado. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 3.1.

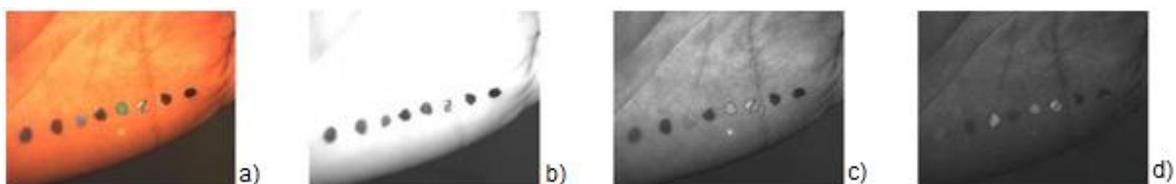


Figura 3.1: Teste realizado na palma da mão com diferentes *eyeliners*. Da esq. para a dir.: TMSephora 16, TMSephora 23, TMSephora Eyeliner 13, TMSephora Eyeliner 12, TMSephora Eyeliner 18, TMUrban Decai 1, TMUrban Decai 2, TMYves Saint Laurent. a) imagem RGB; b) componente vermelha; c) componente verde; d) componente azul.

De modo a comparar devidamente os marcadores testados, elaborou-se uma tabela com as intensidades que cada um deles apresenta nas imagens das componentes verde e azul. Não foi dada importância à componente vermelha porque, pelos motivos já mencionados, esta componente de cor não é relevante, quer para detectar o marcador, quer para encontrar a marca do diodo *laser*.

Tabela 3.1: Intensidade dos *eyeliners* nas componentes verde e azul para o primeiro teste.

<i>Eyeliners</i>	Intensidade na componente verde	Intensidade na componente azul
TM Sephora 16	94	85
TM Sephora 23	91	64
TM Sephora Eyeliner 13	111	150
TM Sephora Eyeliner 12	89	85
TM Sephora Eyeliner 18	209	140
TM Urban Decai 1	231	168
TM Urban Decai 2	78	56
TM Yves Saint Laurent	57	57

Na componente azul da imagem, identificaram-se três *eyeliners* que, possivelmente, seriam adequados: TMSephora Eyeliner 13, TMSephora Eyeliner 18 e TMUrban Decai 1.

Subsequentemente, analisando os dados relativos a estes três *eyeliners* na componente verde, verificou-se que o TMSephora Eyeliner 13 é aquele que apresenta menor intensidade, pelo que afectará menos a detecção do *laser*.

Este *eyeliner* foi ainda testado em conjunto com outros produtos para garantir que é, de facto, aquele que apresenta características mais semelhantes às requeridas. O procedimento

seguido durante a realização do teste foi idêntico ao já descrito e os resultados obtidos encontram-se na Figura 3.2.

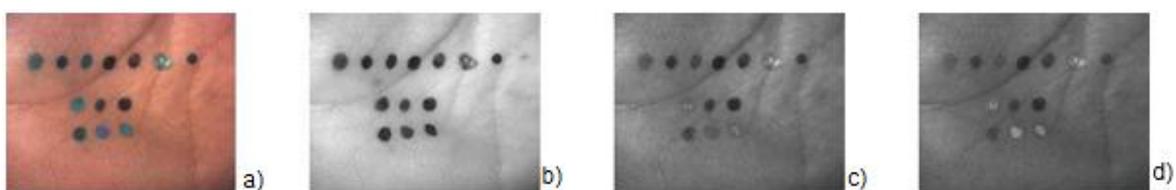


Figura 3.2: Teste realizado na palma da mão com diferentes *eyeliners*. Primeira linha (esq. para dir.): TM*Prestige 70*, TM*Prestige 71*, TM*Prestige 9*, TM*Prestige 4*, TM*Prestige 17*, TM*Prestige 13* e TM*Prestige 11*. Segunda linha (esq. para dir.): TM*Bourjois 54*, TM*Bourjois 82* e TM*Bourjois 58*. Terceira linha (esq. para dir.): TM*Bourjois 45*, TM*Sephora Eyeliner 13* e TM*Sephora Eyeliner 17*. a) imagem RGB; b) componente vermelha; c) componente verde; d) componente azul.

Mais uma vez, e para fazer uma análise mais aprofundada que a observação visual, construiu-se uma tabela onde figuram as intensidades de cada *eyeliner* nas imagens das componentes verde e azul.

Tabela 3.2: Intensidade dos *eyeliners* nas componentes verde e azul para o segundo teste.

<i>Eyeliners</i>	Intensidade na componente verde	Intensidade na componente azul
TM <i>Prestige 70</i>	118	114
TM <i>Prestige 71</i>	102	95
TM <i>Prestige 9</i>	129	136
TM <i>Prestige 4</i>	65	62
TM <i>Prestige 17</i>	79	76
TM <i>Prestige 13</i>	202	173
TM <i>Prestige 11</i>	100	85
TM <i>Bourjois 54</i>	127	142
TM <i>Bourjois 82</i>	105	93
TM <i>Bourjois 58</i>	104	87
TM <i>Bourjois 45</i>	117	109
TM <i>Sephora Eyeliner 13</i>	114	161
TM <i>Sephora Eyeliner 17</i>	205	194

Neste segundo teste, considerando a componente azul, os *eyeliners* que mais se assemelham ao pretendido são: TM*Prestige 13*, TM*Sephora Eyeliner 13* e TM*Sephora Eyeliner 17*. No entanto, aquele que apresenta uma intensidade mais baixa na componente verde da imagem é o TM*Sephora Eyeliner 13*, pelo que foi distinguido novamente como o melhor marcador de todos aqueles que foram testados.

Perante os resultados apresentados, o TM*Sephora Eyeliner 13* foi sujeito a novos testes, desta vez com o intuito de assegurar a sua aplicabilidade em qualquer situação. Para tal, os testes foram realizados em diferentes tipos de pele, inclusivamente em peles com uma quantidade significativa de pêlos e com diversos sinais.

Em peles consideradas “normais”, isto é, com poucos sinais e uma reduzida quantidade de pêlos, o marcador adopta a tonalidade esperada em qualquer uma das componentes RGB (exemplo na Figura 3.3). É de salientar que o ponto luminoso presente na componente verde da imagem corresponde ao díodo *laser*.

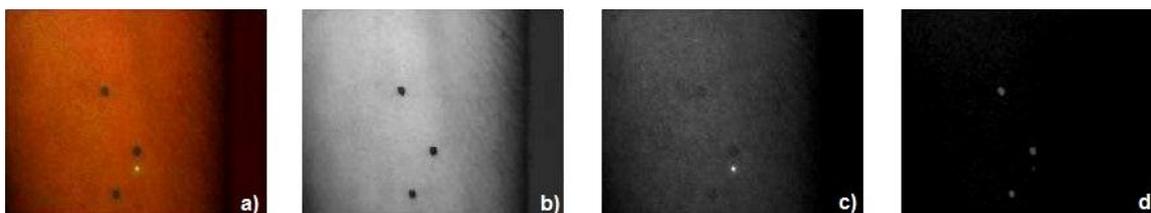


Figura 3.3: Teste realizado com o TM*Sephora Eyeliner 13* numa pele “normal”. a) imagem RGB; b) componente vermelha; c) componente verde; d) componente azul.

Embora com menos nitidez, numa pele com muita pilosidade (Figura 3.4), consegue-se distinguir o *eyeliner* na componente azul da imagem. Por sua vez, na componente verde, o marcador fica disfarçado.

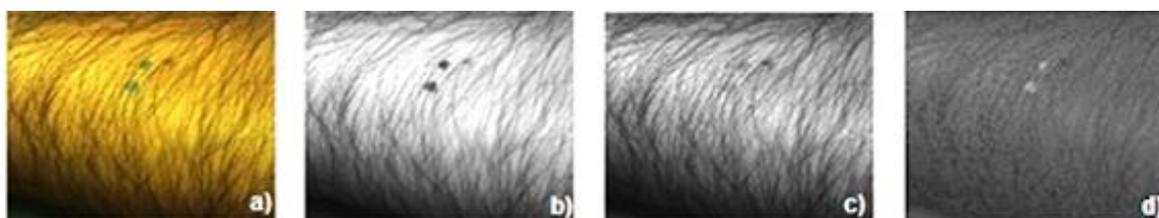


Figura 3.4: Teste realizado com o TM*Sephora Eyeliner 13* numa pele com uma quantidade de pêlos significativa. a) imagem RGB; b) componente vermelha; c) componente verde; d) componente azul.

Ao marcar os pontos próximos de sinais, como é exemplificado na Figura 3.5, estes também se diferenciam dos elementos da pele, na componente azul.

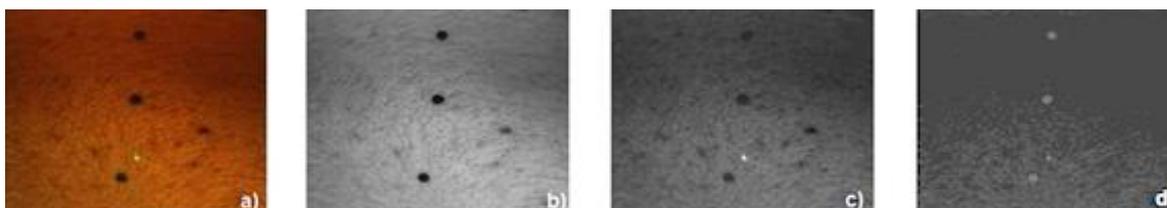


Figura 3.5: Teste realizado com o TM*Sephora Eyeliner 13* numa pele com diversos sinais. a) imagem RGB; b) componente vermelha; c) componente verde; d) componente azul.

Apesar do *eyeliner* parecer adequado através da observação visual, optou-se por comparar a sua intensidade com a intensidade média dos *pixéis* da imagem nas componentes verde e azul. Na Tabela 3.3, figuram as intensidades relevantes para esta comparação.

Tabela 3.3: Intensidades relevantes nas componentes verde e azul das imagens.

Tipo de pele	Componente verde da imagem			Componente azul da imagem		
	Intensidade dos pontos	Intensidade do <i>laser</i>	Intensidade média	Intensidade dos pontos	Intensidade do <i>laser</i>	Intensidade média
“Normal”	51	163	105	137	36	72
Com pilosidade	97	---	96	123	---	38
Com sinais	67	229	103	143	53	74

Analisando, primeiramente, a intensidade dos pontos na componente azul (que foi calculada com base na média de uma região no interior dos pontos), verifica-se que esta é consideravelmente superior à intensidade média dos *pixéis* da imagem em todos os casos estudados. Este facto corrobora com as conclusões que haviam sido retiradas da observação visual das imagens e está de acordo com aquilo que se espera de um bom marcador.

Por outro lado, na componente verde, a intensidade dos pontos é inferior à intensidade do *laser* (com excepção da pele com elevada pilosidade, em que não é possível realizar esta comparação porque o *laser* não está presente na imagem captada pela câmara). Com isto, presume-se que o marcador não terá qualquer influência na detecção do *laser*. Além disso, a intensidade do *laser* é bastante superior à intensidade média dos *pixéis* da imagem da componente verde, o que pode favorecer a sua detecção.

Perante tudo aquilo que foi exposto, e com base nos resultados obtidos nos testes realizados, escolheu-se como marcador para a projecção cutânea do vértice das apófises espinhosas o produto TM*Sephora Eyeliner 13*.

O marcador seleccionado pode ser adquirido em qualquer loja da marca TM*Sephora*, existente em vários centros comerciais, pelo que a sua aquisição é bastante simples e pouco dispendiosa.

CAPÍTULO 4 - Processamento de Imagem

A maior parte do trabalho desenvolvido incidu na área do processamento de imagem e teve como finalidade adaptar os algoritmos já existentes ao novo marcador encontrado. Além disso, pretendeu-se otimizar os referidos algoritmos de forma a aumentar a eficácia e a rapidez com que se efectua o processo de aquisição de dados.

Ao longo deste capítulo, explicam-se os novos algoritmos desenvolvidos para detectar os pontos e a marca do díodo *laser*, assim como as etapas percorridas para chegar ao resultado final de cada um deles.

É de salientar que, antes de se proceder a qualquer teste nas costas de indivíduos, foram realizados inúmeros testes no fantoma (Figura 4.1) Somente quando estes testes eram satisfatórios, se passou para testes nos membros superiores do corpo, devido à maior facilidade de aplicação nesta parte comparativamente com a face posterior do tronco. Os testes na face posterior do tronco apenas se começaram a realizar quando ambos os algoritmos já estavam praticamente concluídos, uma vez que se considerou impraticável sujeitar alguém a longos períodos de testes, especialmente, quando não poderia movimentar-se.

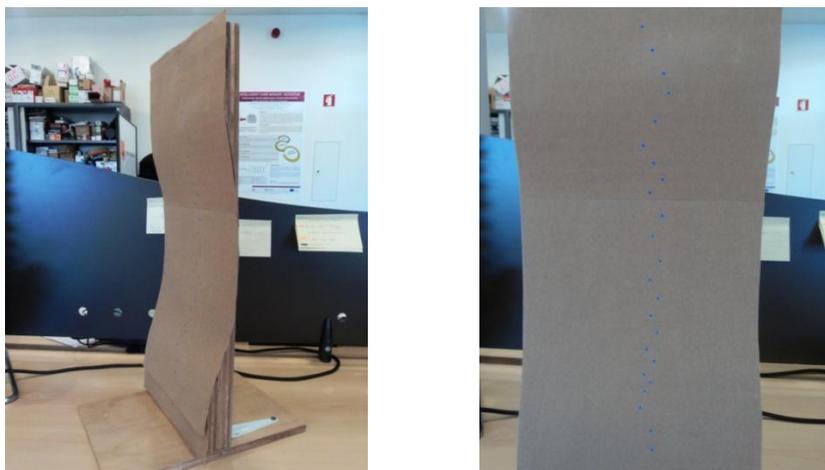


Figura 4.1: Fantoma utilizado para simular a coluna vertebral.

4.1 Definição do novo algoritmo de detecção os pontos

O algoritmo de detecção dos pontos, como o próprio nome indica, tem como finalidade distinguir os pontos marcados dos restantes elementos da imagem que a câmara capta.

De um modo geral, e como já foi mencionado nos capítulos anteriores, para concretizar o objectivo especificado é necessário obter uma imagem binarizada (na qual os pontos são representados pela cor branca e tudo o resto pela cor preta) pois, uma vez nestas condições, o MatLab® possui funções morfológicas que reconhecem com facilidade os elementos.

Relativamente ao algoritmo desenvolvido pelo Eng. António Jordão [7], procedeu-se a alterações nos seguintes aspectos:

- Processo de binarização da imagem (utilização de uma diferente componente de cor da imagem RGB e definição de um algoritmo de *threshold* automático);
- Classificação dos objectos;
- Ordem pela qual algumas etapas são realizadas.

Além disso, foram adicionadas etapas ao algoritmo que visam aperfeiçoar o processo de detecção. São elas:

- Correção da iluminação da imagem;
- Aplicação de sucessivas funções morfológicas de erosão e dilatação para diminuir os artefactos da imagem.

O processo de binarização e a correção da iluminação da imagem, por serem etapas mais complexas, são abordadas separadamente nos subcapítulos seguintes. Posteriormente, é explicado o novo algoritmo de detecção dos pontos, abordando-se, no devido momento, as restantes etapas supracitadas.

4.1.1 Utilização da componente azul como base para a binarização da imagem

O novo marcador possui duas características que foram fundamentais para a definição do algoritmo de detecção dos pontos:

- Adquire uma intensidade bastante superior relativamente aos restantes elementos da imagem na componente azul;
- É praticamente indistinguível da pele na componente verde (possuem intensidades próximas).

Tendo em conta estes parâmetros, compreende-se facilmente que, para definir o algoritmo de detecção dos pontos, se utilize a componente azul como base da binarização da imagem.

Também devido à intensidade característica do marcador na componente azul, o primeiro instinto foi realizar aquisições sem efectuar qualquer processo de correção na imagem captada pela câmara, isto é, aplicar a binarização directamente à imagem com a componente azul. Então, para realizar a binarização, utilizou-se uma função definida na *Toolbox* de processamento de imagem do MatLAB®, que pressupõe a definição de um nível de *threshold*.

O *thresholding* (limiarização) é um método simples de segmentação de imagens, que permite isolar alguns objectos dos restantes componentes da imagem [29]. De uma forma geral,

este método tem como objectivo extrair os objectos com interesse da imagem através da definição de um valor limiar (nível de *threshold*, T), que serve como parâmetro separador [33]. Assim, os *pixéis* que possuem um valor de intensidade superior ao limiar adquirem o valor 1 (cor branca) e aos restantes é atribuído o valor 0 (cor preta) [28].

De uma forma mais formal, considerando $g(x,y)$ a imagem final depois da aplicação do *thresholding* e $f(x,y)$ a imagem original numa escala de cinzentos, pode definir-se o processo pela expressão [30]:

$$g(x,y) = \begin{cases} 1, & \text{se } f(x,y) \geq T \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases}$$

O nível de *threshold* usado nesta primeira fase do projecto foi definido manualmente, o que implicou a realização de vários testes experimentais no fantoma. Nestes testes, avaliaram-se as imagens binarizadas resultantes da aplicação de diferentes níveis de *threshold*, de modo a escolher o limiar mais adequado.

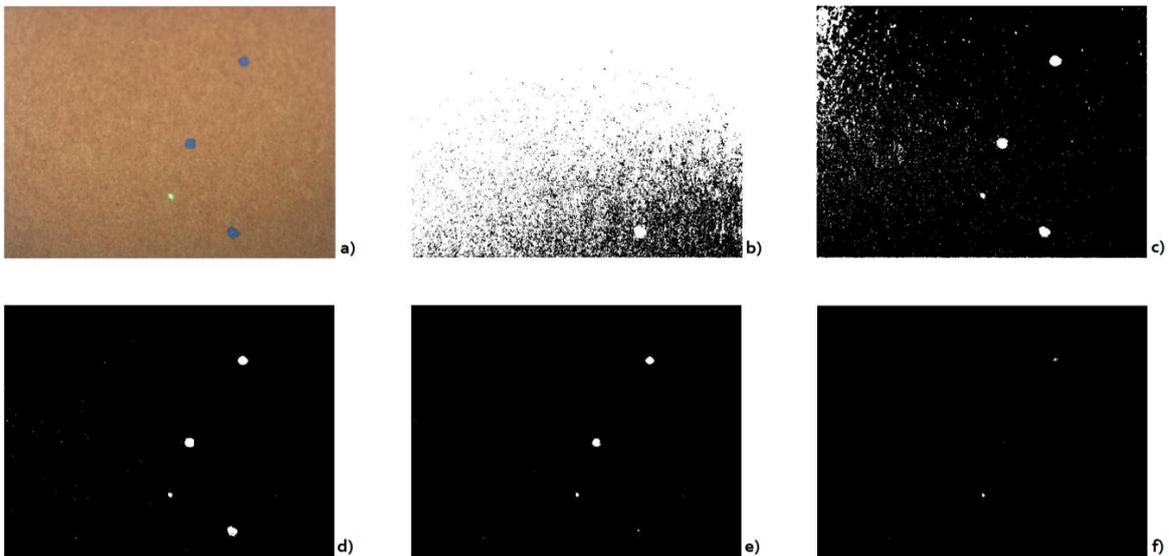


Figura 4.2: Imagem binarizada com diferentes níveis de *threshold*. a) imagem original; b) T=0,3; c) T=0,4; d) T=0,5; e) T=0,6; f) T=0,7.

Na Figura 4.2 apresenta-se como exemplo uma fotografia obtida da lixa (fantoma), e, como se pode observar, os níveis de *threshold* aceitáveis para o caso em questão estão compreendidos entre 0,5 e 0,6. O mesmo intervalo de valores veio também a revelar-se satisfatório noutras imagens analisadas, pelo que se optou por utilizar T=0,55 (devido à presença de menos artefactos na imagem sem que a definição dos pontos seja prejudicada).

Apesar da marca do *laser* ser visível nas imagens, tal não foi considerado relevante porque a imagem é cortada durante a execução da função e apenas se analisa o que está acima da marca.

Os testes realizados evidenciaram o problema da não uniformização da luz nas imagens captadas pela câmara. Como exemplo, na Figura 4.2, o canto superior esquerdo da imagem a) está muito mais iluminado e a binarização, nas imagens b) e c), vem confirmar isso. No entanto, antes de se proceder à correcção da iluminação, e como o nível de *threshold* seleccionado permitiu detectar os 25 pontos marcados na lixa, preferiu-se avaliar primeiro o comportamento do algoritmo na pele (nomeadamente na região do antebraço e da mão). Estes novos testes, que foram realizados em diferentes indivíduos, mostraram que, para poder utilizar o equipamento em qualquer pessoa, não é possível definir um nível de *threshold* manualmente. Isto porque, para cada tipo de pele, o nível de *threshold* adequado é diferente.

Para exemplificar os diferentes casos encontrados, na Figura 4.3, apresentam-se os resultados obtidos no fantoma, na palma da mão de um indivíduo A e no antebraço de um indivíduo B (em todos eles aplicou-se $T=0,55$).

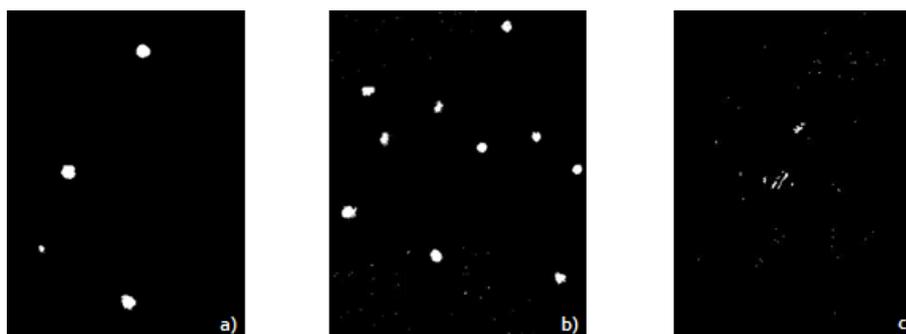


Figura 4.3: Imagens binarizadas com $T=0,55$. a) fantoma; b) palma da mão de um indivíduo A; c) antebraço de um indivíduo B.

Observando as imagens, é perceptível que aquela que mais se assemelha ao pretendido é a correspondente ao fantoma. Apesar de a binarização não ser tão eficaz, a imagem da palma da mão do indivíduo A também é aceitável, visto que os pequenos pontos brancos (artefactos) são facilmente removidos com funções morfológicas do MatLAB® (erosões e dilatações da imagem). Por sua vez, a binarização da imagem do antebraço do indivíduo B não é admissível porque, além de serem visíveis muitos artefactos, as marcas estão praticamente apagadas e não conseguem ser suficientemente reparadas. Mesmo definindo manualmente um nível inferior para o *threshold*, os resultados não seriam bons porque as imagens binarizadas ficam com demasiados artefactos. Portanto, para realizar aquisições na pele, é impreterível a definição de um algoritmo de *threshold* automático.

Em suma, estes testes iniciais excluíram a hipótese de aplicar a binarização directamente à imagem com a componente azul, evidenciando a necessidade de realizar correcções de iluminação na imagem e de definir o nível de *threshold* automaticamente.

4.1.2 Correção da iluminação da imagem

Um procedimento frequente de uniformização do brilho numa imagem é aplicar um filtro *média* de elevada dimensão e subtrai-lo à imagem original.

O filtro *média* é um filtro passa-baixo que, em termos práticos, calcula a média dos *pixels* de uma matriz bidimensional (máscara) e atribui esse resultado ao *pixel* central [33].

Foi, precisamente, aplicando o processo explicado no primeiro parágrafo que se experimentou realizar a correção da iluminação. Aplicou-se, então, um filtro *média* (com uma máscara de dimensão 100x100 px) à componente azul da imagem e, em seguida, efectuou-se a sua subtracção à imagem sobre a qual foi aplicado o filtro. Na Figura 4.4, apresenta-se um diagrama explicativo, de forma a esclarecer possíveis dúvidas suscitadas pela descrição.



Figura 4.4: Diagrama do processo de correção da iluminação a partir da aplicação de um filtro *média*.

O processo foi testado na lixa e, posteriormente, nos membros superiores de alguns indivíduos. Na figura seguinte, mostram-se os resultados obtidos ao binarizar uma imagem do fantoma, com e sem correção da iluminação. Apesar de, nesta fase, o nível de *threshold* ainda ter sido introduzido manualmente, os testes realizados, tanto no fantoma, como na pele foram bastante elucidativos.

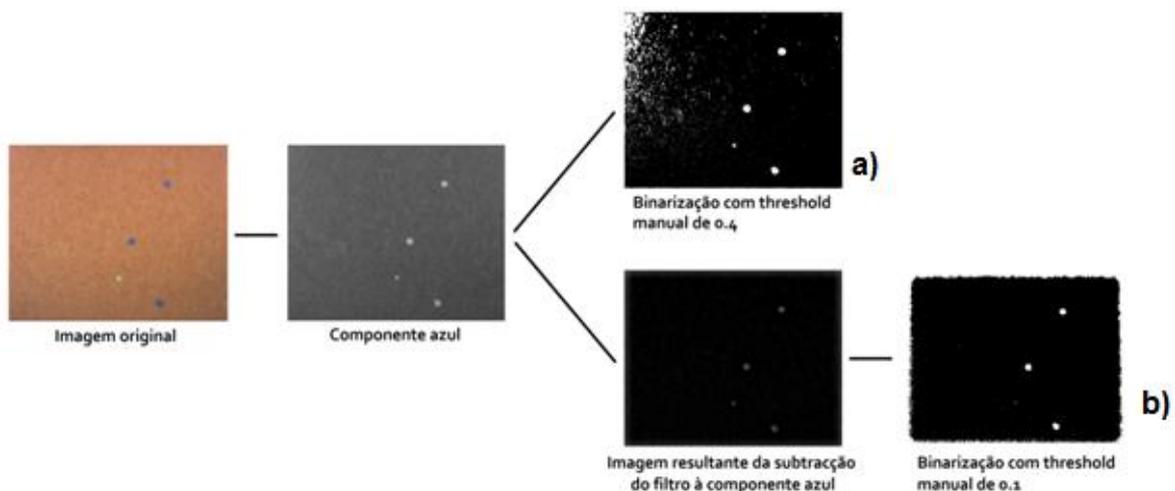


Figura 4.5: Resultados obtidos no fantoma. a) sem correção da iluminação; b) correção com o filtro *média*.

Analisando as representações anteriores, são claras as diferenças de iluminação na imagem da Figura 4.5 a), a qual não passou pelo processo de correção e foi binarizada com

$T=0,4$. Por sua vez, estas desigualdades desaparecem completamente quando se efectua a correcção e se utiliza um nível de *threshold* manual igual a 0,1 (Figura 4.5 b).

Os resultados obtidos com a correcção da iluminação da imagem através da aplicação do filtro *média* foram, assim, bastante promissores. Isso comprova-se especialmente porque, mesmo utilizando um nível de *threshold* inferior, obteve-se uma imagem binarizada na qual os pontos são bastante mais nítidos relativamente ao caso em que não é efectuada a correcção. Contudo, ao longo das aquisições, encontraram-se dois pontos negativos:

- O tempo de processamento do algoritmo tornou-se excessivamente elevado (aproximadamente 1s);
- As bordas da imagem ficam saturadas.

No que respeita ao segundo problema relatado, este é facilmente resolúvel pois basta atribuir um valor de intensidade nulo (cor preta) a uma moldura com 50 px de largura (como o filtro é de 100x100 px deteriora os 50px iniciais e finais da imagem).

Por sua vez, o tempo de processamento é algo crucial para o bom funcionamento do programa, não podendo admitir-se processos mais longos que o algoritmo definido pelo Eng. António Jordão (aproximadamente 95ms) [7]. Assim sendo, optou-se por experimentar a aplicação de filtros com dimensões inferiores, no entanto, a velocidade de processamento apenas é aceitável para dimensões extremamente pequenas (até 20x20 px), que não surtem o efeito desejado.

Tendo em conta os aspectos expostos, a aplicação do filtro *média* como meio de ultrapassar as discrepâncias de iluminação nas imagens foi colocada de parte. Foi, assim, necessário encontrar uma alternativa para corrigir a iluminação.

A alternativa passou pela ideia de construir um plano a partir das coordenadas (x,y e intensidade) de três *pixéis* da imagem da componente azul (geometricamente, bastam três pontos não colineares para definir um plano) e pela subtracção do plano à referida imagem. Isto porque um plano pode ser visto como uma imagem bidimensional em que, a cada par de coordenadas (x,y), está associada uma intensidade, que varia entre 0 e 255 (imagem em tons de cinzento, como se exemplifica na Figura 4.6).

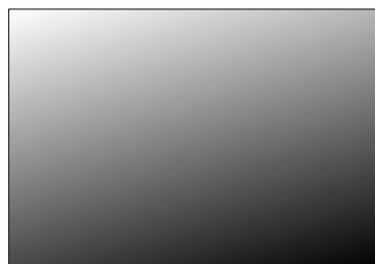


Figura 4.6: Exemplo de um plano.

No entanto, como a intensidade de um *pixel* pode não ser significativa para representar os problemas de iluminação, optou-se por seleccionar três regiões e fazer passar o plano por *pixéis* “imaginários” em que:

- As suas coordenadas x e y seriam as coordenadas do *pixel* central da região;
- A sua intensidade seria dada pela média da intensidade de todos os *pixéis* da respectiva região.

Os passos necessários para concretizar a correcção da iluminação, de acordo com este processo, encontram-se esquematizados na Figura 4.7.

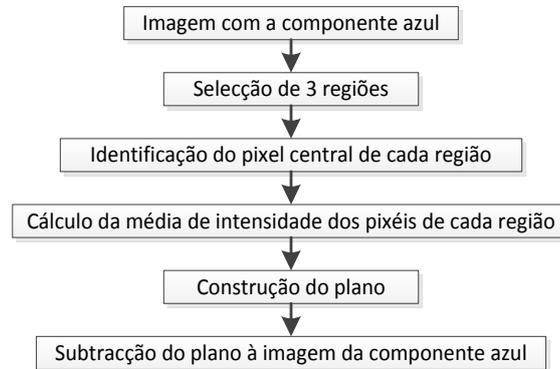


Figura 4.7: Etapas da correcção de iluminação da imagem através da construção de um plano.

Para seleccionar as três regiões, tiveram-se em conta os seguintes aspectos:

- Os pontos marcados na pele não podem estar compreendidos nas regiões, caso contrário, estes serão eliminados da imagem resultante da subtracção;
- As regiões devem estar localizadas nas zonas da imagem mais discrepantes em termos de iluminação;
- As regiões não devem ser demasiado grandes (para não correr o risco de incluírem os pontos marcados na pele) mas também não devem ser exageradamente pequenas (para representarem adequadamente a intensidade do local em questão).

Após analisar diversas imagens recolhidas pela câmara, constatou-se que a falta de uniformidade de brilho ocorre predominantemente nos cantos da imagem, em especial no canto superior esquerdo. Nestas condições, decidiu-se seleccionar as regiões nos cantos superior esquerdo e direito e no canto inferior direito.

A dimensão escolhida para as regiões baseou-se unicamente no bom senso e naquilo que pareceu ser coerente face ao problema em questão. Cada uma das regiões tem, então, uma dimensão de 100x100 px e a sua localização pode ser observada na Figura 4.8 (as regiões encontram-se a branco e os seus limites, em termos de *pixels*, estão a cinzento).

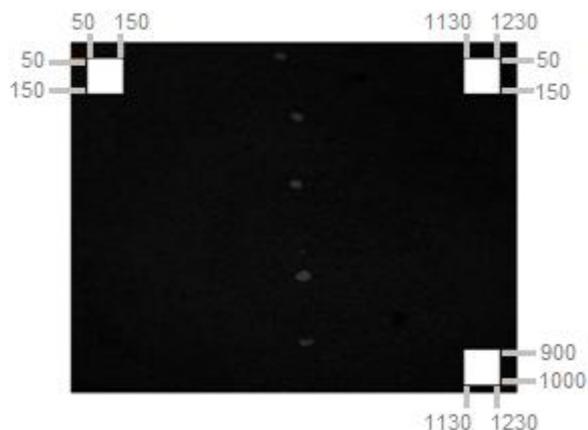


Figura 4.8: Regiões seleccionadas para construir o plano.

Na construção do plano, aplicaram-se princípios algébricos e geométricos. Em seguida, explica-se sucintamente a forma como se encarou esta fase do processo.

Sejam $A = (100, 100, m_1)$, $B = (100, 1180, m_2)$ e $C = (950, 1180, m_3)$ os três pontos “imaginários” obtidos a partir das regiões seleccionadas e que farão parte do plano (m_1 , m_2 e m_3 são constantes que representam a média dos *pixéis* em cada região).

Primeiramente, foi necessário encontrar um vector ortogonal ao plano. Para tal, foram definidos dois vectores colineares com o plano e, fazendo o produto vectorial entre eles, obteve-se o vector desejado (\vec{v}).

$$\overrightarrow{AB} = (0, 1080, m_2 - m_1)$$

$$\overrightarrow{BC} = (850, 0, m_3 - m_2)$$

$$\vec{v} = \begin{vmatrix} i & j & k \\ 0 & 1080 & m_2 - m_1 \\ 850 & 0 & m_3 - m_2 \end{vmatrix} = 1080(m_3 - m_2)i - 850(m_2 - m_1)j + 918000k$$

Então:

$$\vec{v} = (1080(m_3 - m_2), \quad -850(m_2 - m_1), \quad 918000k)$$

Sendo $Q = (x, y, z)$ um ponto genérico do plano, $\overrightarrow{AQ} = (x - 100, y - 100, z - m_1)$ é um vector colinear com o plano e, nestas condições, a condição de ortogonalidade permite escrever:

$$\vec{v} \cdot \overrightarrow{AQ} = 0 \quad (\text{produto escalar})$$

Tem-se assim:

$$1080(m_3 - m_2)(x - 100) - 850(m_2 - m_1)(y - 100) + 918000(z - m_1) = 0$$

A equação anterior corresponde à equação geral do plano não simplificada. Como as dimensões do plano têm que ser iguais às dimensões da imagem (1024x1280 px), para o construir basta conhecer a intensidade de cada *pixel* (que, na expressão, se encontra representada pela letra *z*). Nestas condições, e considerando *z* função de *x* e *y*, tem-se:

$$z(x, y) = \frac{-1080(m_3 - m_2)(x - 100) + 850(m_2 - m_1)(y - 100)}{918000} + m_1$$

É esta a expressão necessária para construir o plano no MatLAB®. Todas as outras que a antecedem serviram unicamente para a deduzir.

Após a concepção do plano, efectua-se a etapa final, em que este é subtraído à imagem da componente azul.

O processo alternativo encontrado para realizar a correcção da iluminação foi testado no fantoma e, posteriormente, nos membros superiores de alguns indivíduos (ainda com um nível de *threshold* manual). Na figura seguinte, mostram-se os resultados obtidos nas diferentes abordagens experimentadas até ao momento.

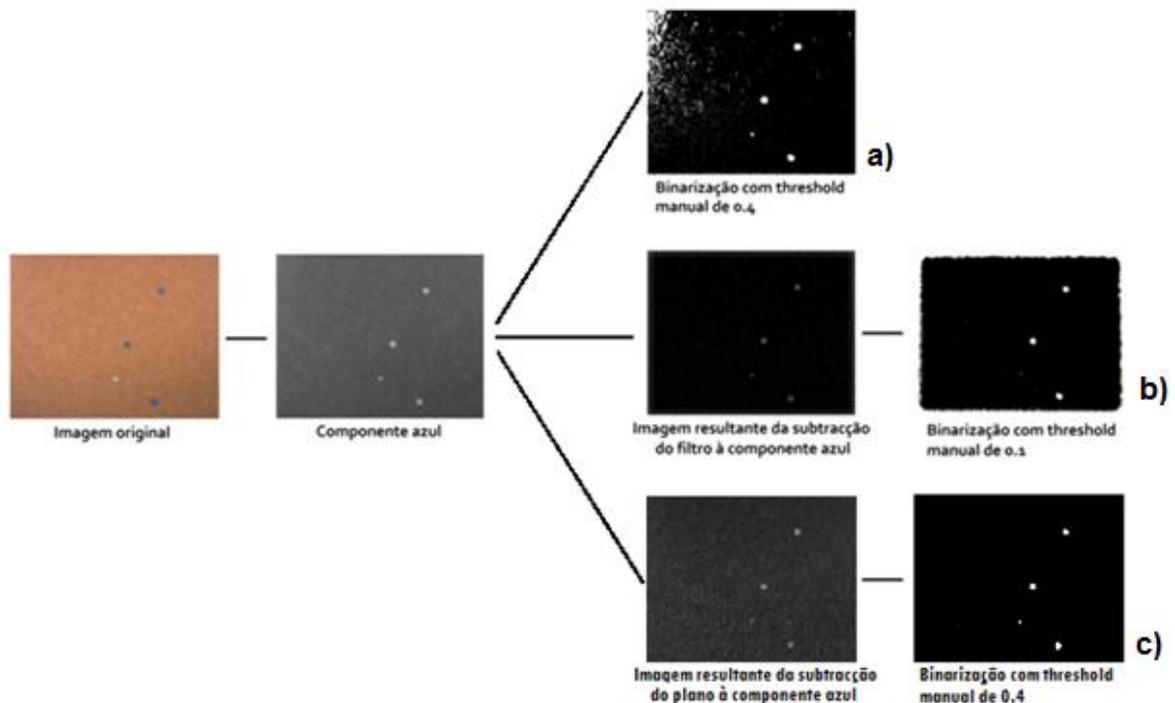


Figura 4.9: Resultados obtidos no fantoma. a) sem correcção da iluminação; b) correcção com o filtro *média*; c) correcção com o plano.

Apesar de ainda ter sido introduzido um nível de *threshold* manual, os resultados obtidos foram, mais uma vez, esclarecedores. Comparando os três casos da Figura 4.9 (a, b e c), verifica-se que a imagem c) possui, indubitavelmente, uma qualidade superior às outras, mesmo utilizando $T=0,4$ (o mesmo que foi aplicado na imagem a).

No que respeita ao tempo de processamento, este processo de correcção da iluminação é extremamente rápido, sendo que, na sua totalidade e para uma imagem com as dimensões referidas, demora cerca de 80ms. Dado que, ao longo da execução do algoritmo de detecção dos pontos, são efectuadas reduções da imagem, o tempo de processamento referido diminui seguramente.

Tendo em conta tudo aquilo que foi exposto, considerou-se que a correcção da iluminação da imagem com base no último processo explicado é uma boa opção e, por isso, procedeu-se à sua implementação no algoritmo de detecção dos pontos.

4.1.3 Definição do algoritmo de *threshold* automático

Como já foi referido, numa imagem onde seja apresentada apenas a componente azul, cada um dos seus *pixéis* possui uma determinada intensidade, que pode variar entre 0 (preto) e 255 (branco), correspondendo os valores intermédios a diferentes tons de cinzento.

Dada a forma como se efectua o processo de binarização através da aplicação do método de *thresholding* (também já explicado anteriormente), é compreensível que o limiar de *threshold* não possa ser idêntico para imagens de diferentes tipos de pele.

A distribuição de intensidade dos *pixéis* de uma imagem pode ser apresentada sob a forma de histograma, no qual o eixo das ordenadas indica o número de *pixéis* que possui uma intensidade x (valor da abcissa do gráfico).

Analisando os histogramas para a componente azul das imagens que já haviam sido recolhidas, verificou-se que todos têm o mesmo comportamento (apresentado na Figura 4.10).

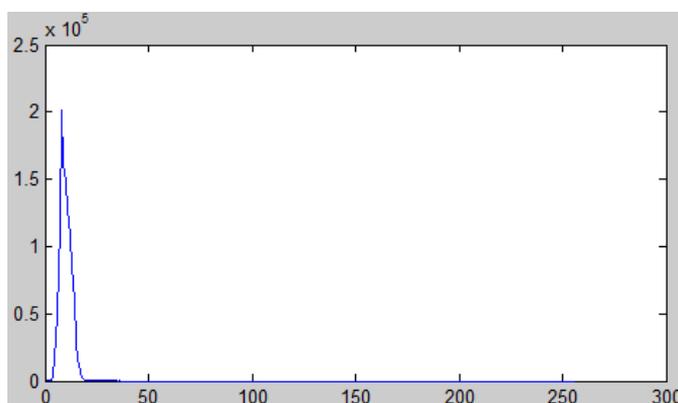


Figura 4.10: Comportamento dos histogramas das imagens.

Além de se verificar que a forma dos histogramas é idêntica, constatou-se ainda que, para todos os casos, o máximo absoluto (que se pode observar na Figura 4.10) possui um valor de ordenada da ordem de 10^5 , o que significa que a maioria dos *pixéis* de cada imagem da componente azul possui uma intensidade bastante próxima.

A posição do pico difere em histogramas de diferentes imagens, consoante a imagem em análise é mais clara ou mais escura, e é precisamente por este motivo que é impraticável a definição de um nível de *threshold* fixo. No entanto, através das experiências realizadas, verificou-se que este pico se encontra sempre localizado em valores relativamente baixos de intensidade (abaixo de 100).

Aproveitando as características referidas dos histogramas, foi possível definir o algoritmo de *threshold* automático. Isto porque, na componente azul da imagem, os pontos marcados correspondem a áreas com intensidade mais elevada que os restantes elementos e, uma vez que são pequenas quando comparadas com a dimensão total da imagem, sabe-se que o número de *pixéis* nestas condições vai ser muito reduzido. Consequentemente, os *pixéis* que se pretendem destacar estão representados após o máximo absoluto do histograma (apesar da sua intensidade ser superior a 100 nos casos testados, e para não ocorrerem eventuais falhas no algoritmo, considerou-se que se podem localizar a partir da linha laranja representada na Figura 4.11).

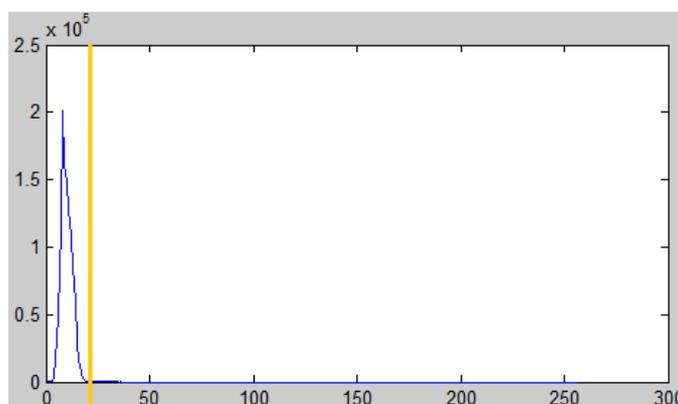


Figura 4.11 Limite a partir do qual se deve encontrar o nível de *threshold* automático.

Portanto, há que encontrar um ponto com abcissa superior e ordenada bastante inferior comparativamente com as coordenadas do ponto máximo do histograma. Contudo, dado que os pontos que antecedem o pico também têm um valor baixo de ordenada, é essencial conhecer o valor da abcissa do ponto máximo.

Na Figura 4.12, apresenta-se o algoritmo de *threshold* automático que foi definido e, seguidamente, procede-se à sua descrição pormenorizada.

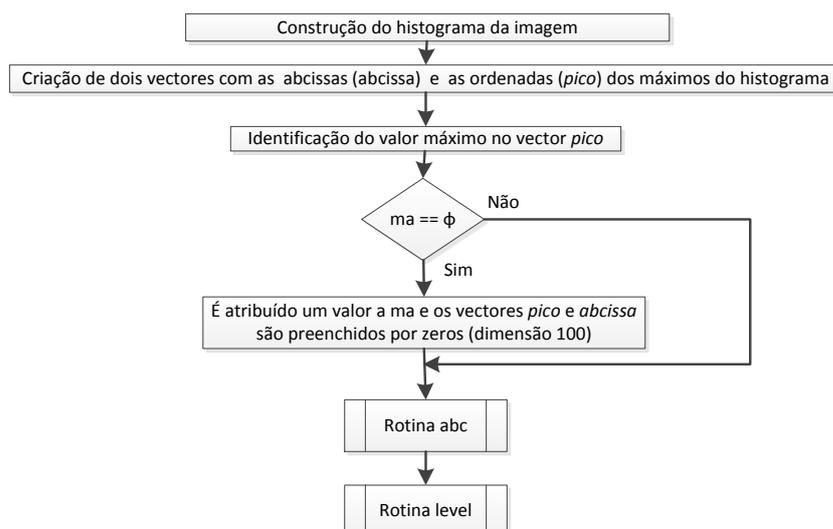


Figura 4.12: Algoritmo de *threshold* automático.

A definição do algoritmo de *threshold* automático começou, então, pela construção do histograma da componente azul da imagem e pela determinação das coordenadas dos seus valores máximos (apesar do pico que se observa nas Figura 4.10 e Figura 4.11 parecer único, existem pequenos máximos locais que não se conseguem distinguir porque o valor da sua ordenada é bastante inferior). As coordenadas dos máximos locais do histograma são guardadas em dois vetores: as abcissas no vector *abcissa* e as ordenadas no vector *pico*. Como, em ambos os vetores, as coordenadas são guardadas pela ordem em que o respectivo máximo surge no gráfico, é sempre possível saber a posição de cada um dos máximos locais.

Para o trabalho em questão, interessa apenas o máximo absoluto do histograma, pelo que se segue a identificação do valor máximo no vector *pico*, e o seu armazenamento no vector *ma*. No entanto, quando se atinge a fase final de uma aquisição (nomeadamente quando se recolhem imagens na região do cabelo), os histogramas podem não apresentar qualquer máximo (pois as suas imagens correspondentes são completamente escuras) e, nessas condições, o valor máximo do vector *pico* não existe (o que impossibilita a determinação do nível de *threshold*). Para salvaguardar esta situação, acrescentou-se uma condição que verifica se o vector *ma* está vazio e, em caso afirmativo, este é preenchido com o valor 100 enquanto os vetores *abcissa* e *pico* são preenchidos por zeros (com dimensão 100). Estes pressupostos não vão afectar o funcionamento do algoritmo pois servem apenas para, na fase seguinte, verificar que não existe máximo.

Neste ponto do algoritmo, entra-se na “rotina abc” (Figura 4.13) para encontrar a abcissa do máximo absoluto do histograma. Basicamente, o que esta rotina faz é procurar a posição em que se encontra o valor máximo do vector *pico* (guardado em *ma*) e, quando esta é identificada, atribui à variável *abc* o valor que se encontra nessa mesma posição mas no vector *abcissa*.

Sempre que uma posição não corresponde ao máximo, é atribuído o valor 15 à variável *abc* e passa-se para a posição seguinte. Caso se atinja a posição 100 e não tenha sido encontrado o máximo, o algoritmo de *threshold* automático prossegue para a rotina seguinte,

considerando $abc=15$. Nas imagens analisadas, verificou-se que a posição do máximo é uma das posições iniciais do vector, no entanto, para evitar possíveis erros, são percorridas até 100 posições do vector.

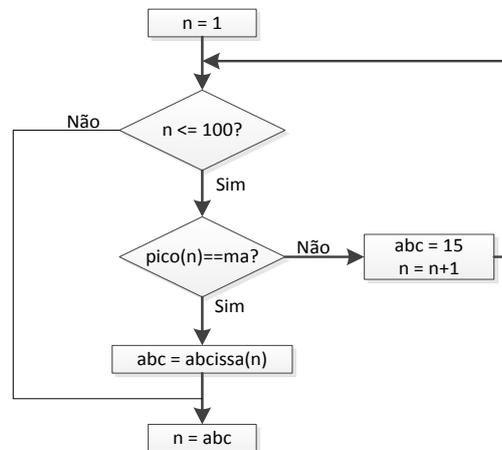


Figura 4.13: Rotina *abc*.

Terminada esta rotina, o algoritmo entra na sua fase final e percorre a “rotina *level*” (Figura 4.14), que é responsável por definir o nível de *threshold*. A acção desta parte do código é muito simples: a partir da abcissa do ponto máximo do histograma (*abc*) e até 255 (valor mais alto para a intensidade dos *pixéis*), se for encontrado um ponto cuja ordenada é inferior a 400, o ciclo é interrompido e a constante *level* designará o valor da abcissa desse mesmo ponto.

A escolha do número 400 não foi feita por qualquer motivo particular, pelo que se poderia ter optado por outro valor. Era conhecido que o valor seleccionado teria que ser de uma ordem de grandeza muito inferior à do pico e, como tal, testaram-se valores entre 100 e 800, todos eles com resultados satisfatórios, tanto no fantoma como na pele. Assim sendo, optou-se por um valor intermédio (400), não arriscando apagar demasiado os pontos marcados na pele nem produzir uma imagem com demasiados artefactos.

Para garantir que não ocorrerão falhas durante uma aquisição, caso não seja encontrado um ponto com ordenada inferior a 400, a variável *level* adoptará o valor 25. Este valor não afecta a detecção nem a qualidade da imagem pois só é tido em conta para definir o *threshold* quando se está em locais críticos (como na zona do cabelo), pelo que a sua escolha não é relevante (a imagem binarizada permanece escura).

Finalmente, o valor da variável *level* é convertido da escala de 0-255 para a escala de 0-1 e obtém-se, assim, o nível de *threshold* automaticamente.

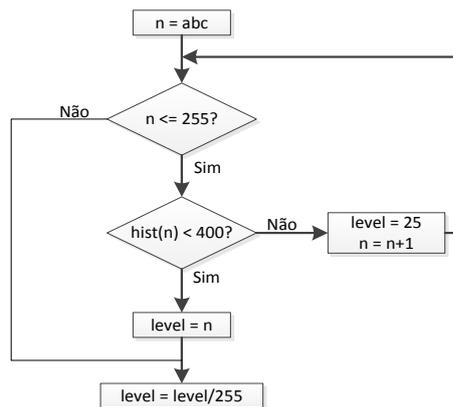


Figura 4.14: Rotina *level*.

4.1.4 Funcionamento do novo algoritmo de detecção dos pontos

Com excepção dos parâmetros já explicados, o algoritmo de detecção dos pontos (Figura 4.18) é bastante semelhante ao que havia sido definido pelo Eng. António Jordão [7].

Quando a função *pontos* é chamada, são inseridos três parâmetros: a última imagem captada pela câmara, a posição da marca do diodo *laser* e as coordenadas do último ponto detectado (caso não sejam conhecidas, são consideradas [0,0]).

Inicialmente são realizadas duas etapas em paralelo:

- Utilizando a componente azul da imagem RGB, identificam-se as coordenadas dos *pixéis* que serão usados para construir o plano (processo já explicado anteriormente);
- A imagem é reduzida em relação à sua altura (termina 50px acima da coordenada z da marca do diodo *laser*) e, em seguida, é seleccionada a sua componente azul.

Na Figura 4.15, apresenta-se como exemplo uma imagem captada pela câmara nas costas de um indivíduo (de cima para baixo, os pontos correspondem às vértebras L3, L4 e L5) e a respectiva componente azul. Este exemplo será usado até ao final deste capítulo para mostrar o funcionamento dos algoritmos desenvolvidos.

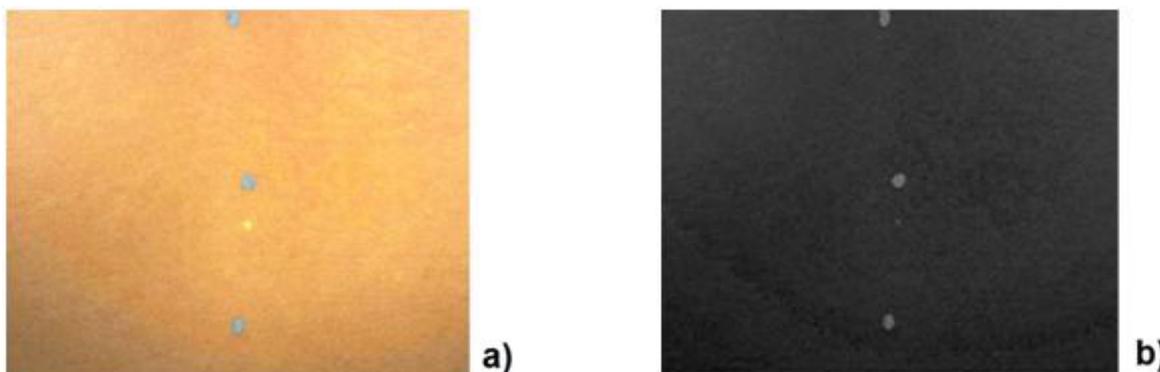


Figura 4.15: a) Imagem captada pela câmara nas costas de um indivíduo; b) Componente azul da imagem.

Concluídas as etapas referidas, é analisado se as coordenadas do último ponto detectado são diferentes da matriz nula. Se isso se verificar, a imagem é novamente reduzida mas em relação à largura (considera-se um intervalo de 300px para cada lado do centróide do ponto anterior) e é construído um plano com as dimensões da imagem que sofreu as duas reduções. Por outro lado, caso as coordenadas do último ponto detectado correspondam à matriz nula, é construído um plano com as dimensões da imagem que foi reduzida apenas em altura. Assim, em qualquer situação, o tempo de processamento para construir o plano é sempre inferior aos 80ms referidos precedentemente, uma vez que o plano tem sempre uma dimensão menor que 1024x1280 px.

Depois de construído o plano, procede-se à correcção da iluminação da imagem propriamente dita, com a subtracção do plano à imagem da componente azul (Figura 4.16).

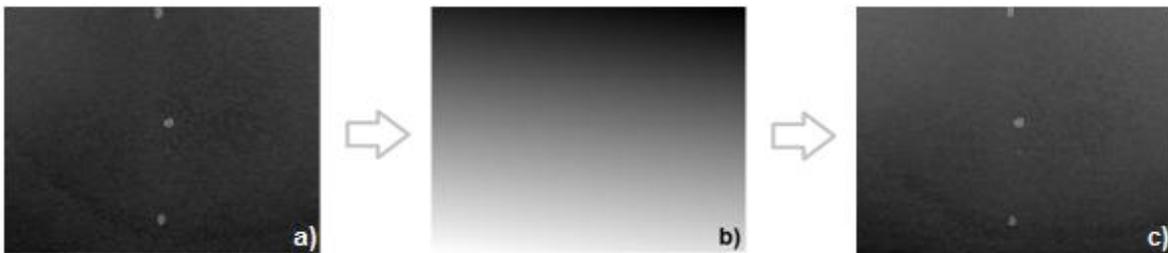


Figura 4.16: a) Componente azul da imagem; b) Plano; c) Imagem resultante da subtracção.

Uma vez que a subtracção acaba sempre por afectar ligeiramente a definição dos pontos, optou-se por aplicar logo em seguida uma função morfológica de fecho (própria da *Toolbox* de processamento de imagem do MatLAB®), que remove pequenas irregularidades no interior dos objectos. Esta operação é o resultado de uma dilatação seguida de uma erosão com uma máscara idêntica (neste caso, tem a forma de disco com uma dimensão de 2 px).

Nesta fase do algoritmo, é realizada a binarização da imagem, através da aplicação de um nível de *threshold* automático. Este processo foi também explicado anteriormente.

Quando se obtém a imagem binarizada (Figura 4.17), e para corrigir possíveis artefactos que esta contenha, são aplicadas seis funções morfológicas (três erosões e três dilatações alternadamente), que também estão definidas na *Toolbox* de processamento de imagem do MatLAB®. A máscara utilizada é igual àquela que foi usada na função morfológica de fecho (tem forma de disco com uma dimensão de 2 px). A aplicação de três erosões e três dilatações advém do facto de, após realizar vários testes experimentais, ter ficado evidente que este valor maximiza a eficiência do algoritmo.

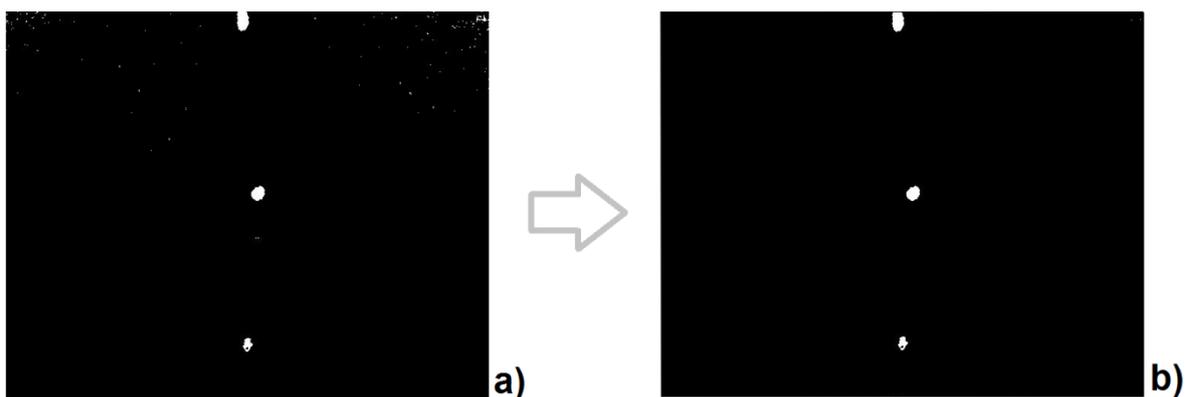


Figura 4.17: Etapas do algoritmo de detecção dos pontos: a) Imagem binarizada; b) Imagem resultante da aplicação das funções morfológicas.

É de salientar que, apesar da marca do diodo *laser* ser, por vezes, visível nas imagens binarizadas, esta questão não é relevante porque, como já foi explicado, ao longo da execução do algoritmo a imagem é reduzida em altura e só é tida em conta a área que se localiza até 50 px acima da marca do *laser*.

Em seguida, é realizada a etiquetagem e a classificação dos objectos detectados. A classificação foi feita com base no seguinte código:

```
if ((STATS_P(1).MajorAxisLength <= 70) && (STATS_P(1).MajorAxisLength >= 15) &&
(STATS_P(1).MinorAxisLength >= 12) && (STATS_P(1).MinorAxisLength <= 60))
```

STATS(i) - representa o objecto que está a ser analisado.

Dado que os pontos marcados na pele ficam bastante bem definidos nas imagens binarizadas, não se considerou necessário realizar incrementos do eixo menor para fazer face às discrepâncias entre os dois eixos. Como tal, a classificação dos objectos detectados é efectuada tendo unicamente em conta os diâmetros máximos e mínimos aceitáveis.

Para melhorar o método de classificação, manteve-se o passo final do algoritmo do Eng. António Jordão [7], no qual é colocada a restrição de que dois objectos consecutivos não podem estar distanciados horizontalmente por mais de 250px.

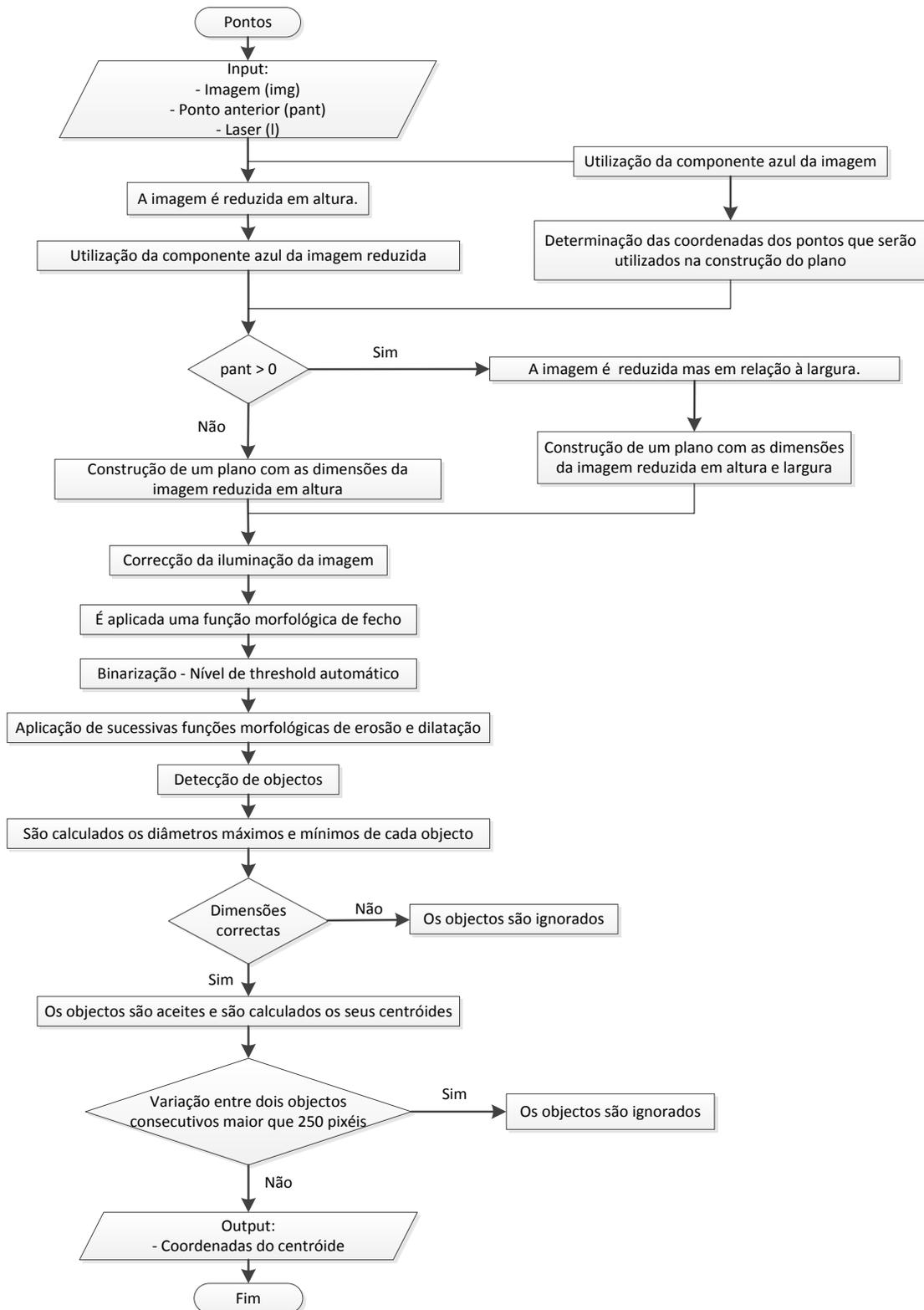


Figura 4.18: Novo algoritmo para detecção dos pontos.

4.2 Definição do novo algoritmo de detecção da marca do diódo *laser*

O algoritmo de detecção da marca do diodo *laser* (Figura 4.22) foi concebido a partir dos mesmos pressupostos do algoritmo anterior. Isto sucede porque, tendo em conta o facto de que ambos actuam sobre a mesma imagem RGB, os problemas inerentes à sua definição vão ser idênticos.

Quando a função *laser* é chamada, são inseridos dois parâmetros: a última imagem captada pela câmara e a posição anterior da marca do *laser* (caso não sejam conhecidas, são consideradas [0,0]).

Inicialmente, e ao contrário do algoritmo de detecção dos pontos (que utiliza a componente azul da imagem RGB), o presente algoritmo recorre à componente verde como base para a binarização da imagem, visto que é apenas nesta componente que a marca do diodo *laser* possui uma intensidade muito superior a qualquer outro elemento da imagem (Figura 4.19).



Figura 4.19: Componentes de cor da imagem RGB. a) vermelha; b) verde; c) azul.

Com a imagem da componente verde, o algoritmo prossegue e são determinadas as coordenadas dos “*pixéis*” que vão ser, posteriormente, usados para construir o plano (esta parte do algoritmo é exactamente igual àquela que foi explicada no algoritmo de detecção dos pontos).

Posto isto, é avaliado se as coordenadas da posição anterior da marca do diodo *laser* (*la*) são diferentes da matriz nula. Caso esta condição seja verificada, a imagem é reduzida (passa a compreender apenas uma área de 200px em torno das coordenadas de *la*) e produz-se um plano com as dimensões da imagem reduzida. Por outro lado, se as coordenadas de *la* forem nulas, a imagem é apenas reduzida em 39% da largura (250px para cada lado a partir do meio da imagem) e é construído um plano com o seu tamanho.

Quando o plano já está construído (em qualquer uma das situações anteriores), realiza-se a correcção da iluminação da imagem, através da subtracção do plano. Mais uma vez, é de salientar que todas as etapas do processo de correcção da iluminação são iguais àquelas que já foram descritas anteriormente.



Figura 4.20: a) Componente verde da imagem; b) Plano; c) Imagem resultante da subtracção.

Em seguida, é efectuada a binarização da imagem, mediante a definição de um nível de *threshold* automático. Também nesta fase do processo, o algoritmo responsável pela identificação do limiar de *threshold* é idêntico ao que já foi descrito para a detecção dos pontos.

Ao obter a imagem binarizada, são aplicadas três funções morfológicas (erosão, dilatação e, novamente, erosão), com vista a eliminar possíveis artefactos que estejam presentes na imagem (Figura 4.21). Nesta fase, aplicou-se uma máscara com forma de disco e uma dimensão de 2 px. Também aqui, o número de funções aplicadas deve-se ao facto de ter sido aquele que maximizou a eficiência do algoritmo nos testes experimentais realizados.

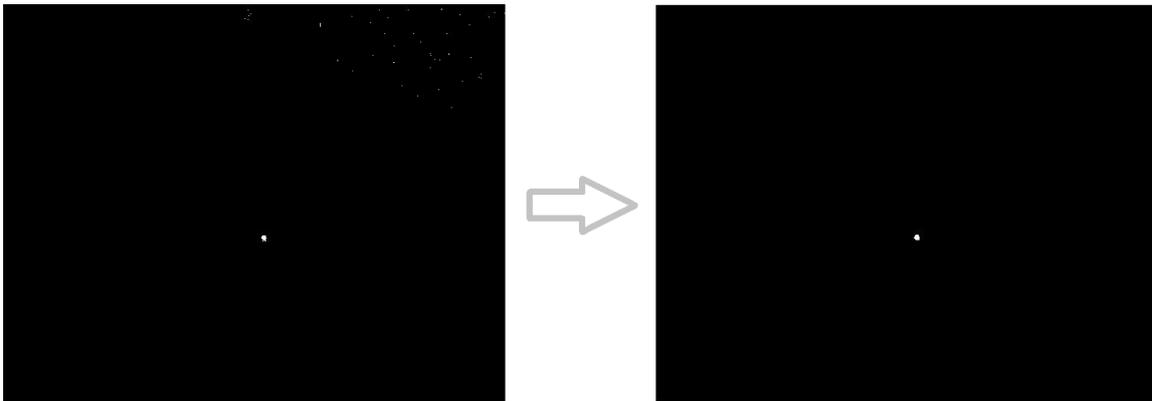


Figura 4.21: Etapas do algoritmo de detecção da marca do diodo *laser*: a) Imagem binarizada; b) Imagem resultante da aplicação das funções morfológicas.

Posteriormente, realiza-se a etiquetagem e a classificação dos objectos detectados. A classificação foi feita segundo o seguinte código:

```
if((STATS(i).MajorAxisLength <= 60) && (STATS(i).MajorAxisLength >= 9) &&
(STATS(i).MinorAxisLength <= 55) && (STATS(i).MinorAxisLength >= 8))
```

STATS(i) - representa o objecto que está a ser analisado.

Tendo em conta as correcções que foram feitas (que contribuíram para que a marca fique bastante bem definida nas imagens binarizadas, tanto do fantoma como da pele), considerou-se

que não é necessário ter em conta discrepâncias entre os eixos maior e menor. Como tal, a classificação dos objectos detectados é efectuada tendo unicamente em conta os diâmetros máximos e mínimos aceitáveis.

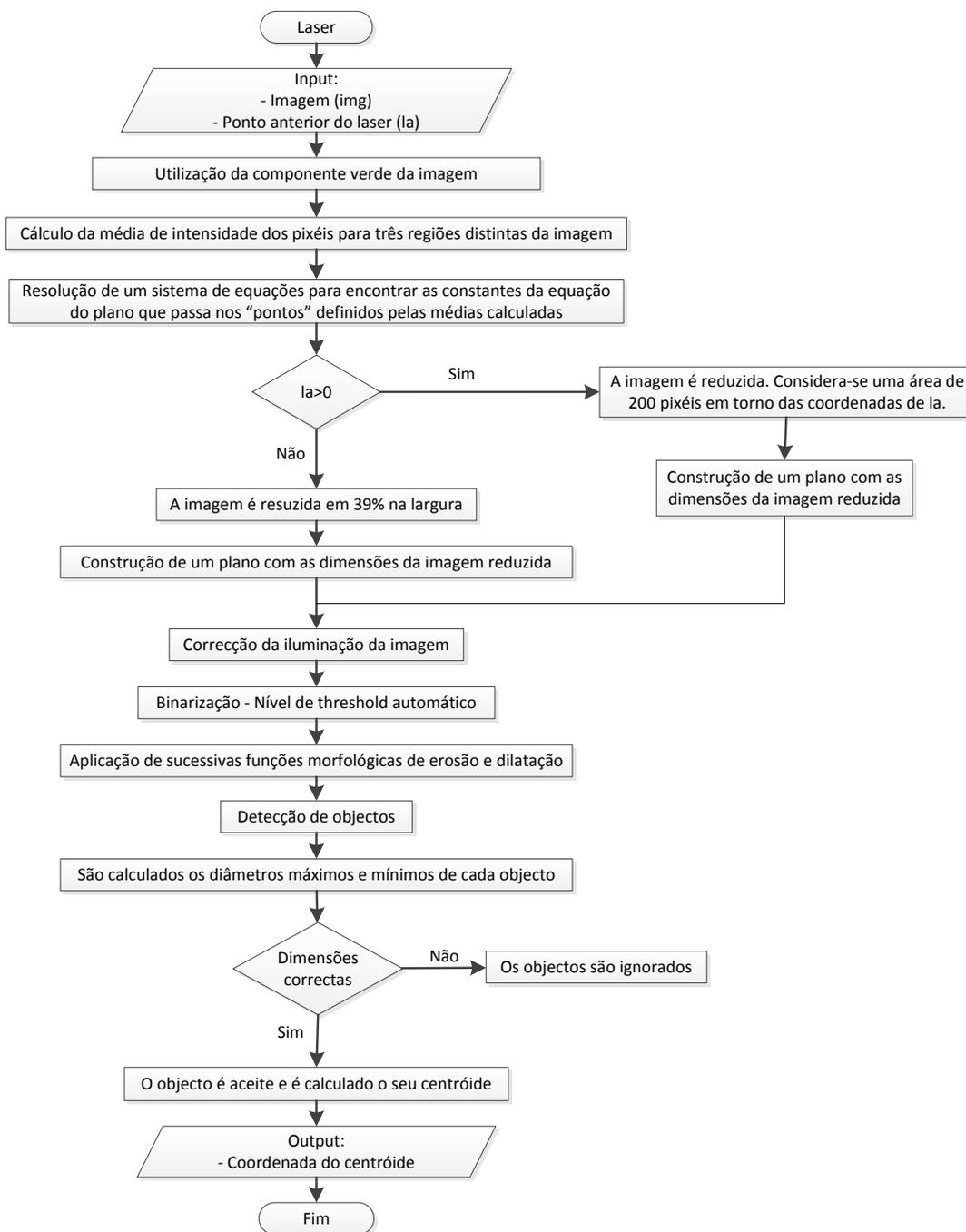


Figura 4.22: Algoritmo de detecção da marca do diódo *laser*.

Comparativamente com o algoritmo de detecção dos pontos, há dois passos que não são realizados aqui pois, face aos resultados, não se sentiu necessidade de o fazer (as melhorias eram pouco significativas e não compensavam o tempo de processamento adicional):

- Não foi aplicada a função morfológica de fecho da imagem, após a correcção da iluminação;

- Aplicaram-se apenas metade das funções morfológicas de erosão e dilatação, após o processo de binarização.

O facto de as imagens finais estarem de acordo com o pretendido sem que tenham sido aplicados os passos anteriores, deve-se ao elevado brilho da marca do *laser* na imagem utilizada como base da binarização (maior intensidade dos *pixéis*). Por sua vez, os pontos marcados na pele, apesar de ficarem brilhantes, não possuem uma intensidade tão distinta dos restantes componentes da imagem e, por isso, foram necessários os referidos passos adicionais, de forma a minimizar o mais possível o risco da imagem binarizada não ficar bem definida ou, pelo contrário, de não se eliminarem completamente os seus artefactos (que ocorrem em maior quantidade do que no caso do *laser*).

CAPÍTULO 5 - Apresentação e Discussão de Resultados

Após concluir a definição dos algoritmos, realizaram-se testes na parte posterior do tronco, com o objectivo de verificar a eficácia de detecção dos algoritmos desenvolvidos (Figura 5.1).

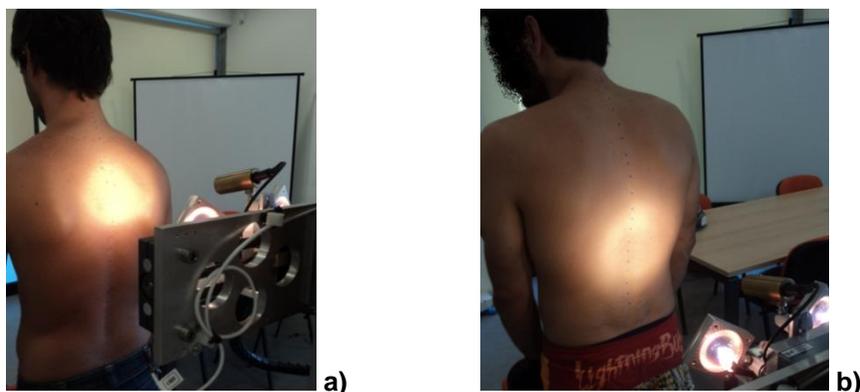


Figura 5.1: Realização de testes em ambiente de laboratório a) Indivíduo nº7; b) Indivíduo nº9.

O presente capítulo destina-se ao tratamento estatístico dos dados adquiridos e à respectiva discussão dos resultados obtidos.

5.1 Constituição da amostra

A amostra foi constituída por dez indivíduos do sexo masculino, sem patologias associadas, que se voluntariaram para realizar os testes em ambiente de laboratório (na empresa NGNS – *Ingenious Solutions*).

O facto de os testes terem sido realizados apenas em indivíduos do sexo masculino deve-se ao constrangimento que seria sujeitar alguém do sexo feminino a um teste deste tipo num ambiente de laboratório. Este aspecto não é relevante para a fiabilidade do estudo, dado que, como já foi referido, pretendeu-se apenas avaliar a eficácia de detecção do Métrica Vertebral.

5.2 Procedimentos técnicos

Ao realizar os testes nos dez voluntários, cumpriram-se as seguintes directrizes:

- Marcaram-se apenas vinte e duas apófises (da C4 à S1) porque, acima da vértebra C4, a presença de cabelo impede a detecção dos pontos;
- Procedeu-se a três aquisições consecutivas em cada indivíduo, sem que os pés fossem levantados do chão entre cada uma delas (para minimizar as alterações posturais).

5.3 Eficácia de detecção do sistema

Depois de adquiridos todos os dados, efectuou-se uma contagem do número de pontos detectados em cada teste. Esta informação é apresentada na Tabela 5.1.

Tabela 5.1: Número de pontos detectados em cada teste.

Código para o indivíduo	Tom de pele	Número de pontos detectados			Total
		Teste 1	Teste 2	Teste 3	
1	Muito morena	22	22	22	66
2	Clara	20	22	22	64
3	Morena	22	21	22	65
4	Morena	22	22	22	66
5	Morena	20	22	22	64
6	Morena	22	22	21	65
7	Morena	22	22	21	65
8	Clara	22	21	21	64
9	Morena	22	22	21	65
10	Muito clara	19	20	19	58
Total	---	213	216	213	642

Tendo em conta que se marcaram 22 pontos e que foram efectuadas três aquisições consecutivas em cada um dos dez voluntários, deveriam ter sido detectados um total de 660 pontos. Na realidade, desses 660 pontos, foram detectados apenas 642, pelo que a eficácia de detecção se traduz da seguinte forma:

$$\text{Eficácia de detecção} = \frac{\text{n.º de pontos detectados}}{\text{n.º de pontos marcados}} = \frac{642}{660} \times 100 \approx 97,27\%$$

A mesma expressão pode ser usada para calcular a eficácia de cada teste. Assim: nos testes 1 e 3, tem-se uma eficácia de 96,82%; enquanto no teste 2 esta é, aproximadamente, 98,18%. Com isto, verificou-se que a diferença entre os três testes não é significativa.

Posteriormente, calculou-se ainda a eficácia de detecção para cada indivíduo. Os valores determinados apresentam-se na Tabela 5.2.

Tabela 5.2: Eficácia de detecção para cada indivíduo.

Código para o indivíduo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Eficácia de detecção (%)	100	96,97	98,48	100	96,97	98,48	98,48	96,97	98,48	87,88

Observando a tabela anterior, verifica-se que o algoritmo de detecção dos pontos definido funciona melhor para peles mais morenas. Isto pode dever-se ao facto de as peles claras reflectirem mais a luz ou possuírem maior pigmentação azul, o que faz com que a intensidade da pele seja mais próxima da intensidade do *eyeliner* na imagem da componente azul. A maior proximidade de intensidades conduz a um pior desempenho por parte do algoritmo (pode detectar artefactos que identifica como pontos ou pode não detectar algum ponto).

No entanto, há falhas de detecção cujo motivo é conhecido. É o caso dos indivíduos nº5 e nº6, em que alguns pontos não foram reconhecidos por causa da sudação. De facto, o ambiente estava demasiado quente e o suor, que se manifestou durante a realização dos testes, contribuiu para que alguns dos pontos marcados desvanecessem.

5.4 Coerência da aquisição de dados

Para analisar a coerência dos dados adquiridos pelo Métrica Vertebral, optou-se por avaliar a diferença entre duas vértebras consecutivas para cada uma das coordenadas (x, y e z). Assim, depois de recolhidos os dados, procedeu-se ao cálculo desta diferença em todos os testes realizados.

A análise dos parâmetros referidos assentou na estatística descritiva, que é um tipo de estatística que aplica várias técnicas para descrever um conjunto de dados. Estas técnicas podem ser tabelas, gráficos ou indicadores numéricos [34].

Com a análise descritiva, retiram-se informações sobre a tendência central e a dispersão dos dados. Estas informações são fornecidas por medidas como: a média, a moda e a mediana, para a tendência central; e a variância e o desvio padrão, para a dispersão [34].

Para proceder à análise descritiva dos dados, calculou-se a média e o desvio padrão da diferença entre duas vértebras consecutivas (tendo em conta os três testes realizados a cada indivíduo). Este processo foi realizado para todas as vértebras, em cada uma das coordenadas e para todos os indivíduos. Os resultados apresentam-se nas tabelas do Anexo B.

Em seguida, calculou-se, para cada coordenada, a média de todos os desvios padrão obtidos (no total 183) assim como o respectivo desvio padrão associado. Na Tabela 5.3, constam estes parâmetros.

Tabela 5.3: Média e desvio padrão calculados com base nos desvios padrão da diferença entre duas vértebras consecutivas.

	Diferenças entre vértebras na coordenada x	Diferenças entre vértebras na coordenada y	Diferença entre vértebras na coordenada z
Média (mm)	0,92	1,56	1,13
Desvio padrão (mm)	0,80	1,08	1,08

O estudo da coerência dos dados dividiu-se em três partes, que ocorreram pela seguinte ordem:

- Análise da coordenada z;
- Análise da coordenada y;
- Análise da coordenada x.

A ordem selecionada não foi casual. Pelo contrário, deve-se ao facto de se saber que a coordenada z é aquela que é menos susceptível de sofrer alterações de teste para teste (considerando os três testes consecutivos realizados a cada indivíduo), porque se relaciona com a altura de cada indivíduo (factor esse que não se modifica). Em oposição, a coordenada x é a que pode alterar-se mais, devido às vibrações que o sistema sofre durante o posicionamento. A coordenada y, por sua vez, pode sofrer alterações que se prendem com as mudanças posturais de teste para teste (num teste o indivíduo pode estar mais direito e no teste seguinte pode descontrair-se, por exemplo).

5.4.1 Coordenada z

A análise dos dados adquiridos, no que respeita à coordenada z, passou pela definição de intervalos e pela contagem do número de casos cujo desvio padrão está compreendido em cada um deles.

Depois do procedimento relatado, elaborou-se um gráfico com as frequências cumulativas, para representar os resultados obtidos.

Distribuição dos desvios-padrão associados à diferença da coordenada z entre cada duas vértebras consecutivas

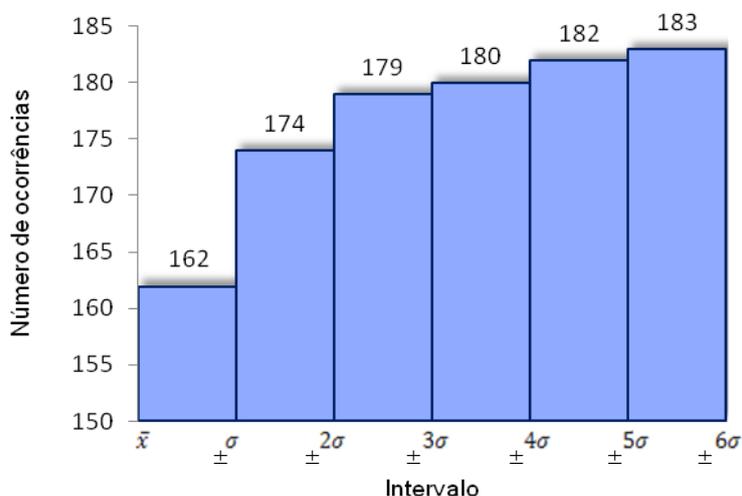


Figura 5.2: Gráfico representativo da distribuição dos desvios padrão para a coordenada z.

Para analisar estes parâmetros, considerou-se que o intervalo de confiança corresponde a 95% ($\bar{x} \pm 2\sigma$). Este intervalo é considerado não apenas para a coordenada z, como também para as coordenadas x e y.

No intervalo de confiança, verificam-se 174 ocorrências. Os casos que não estão compreendidos neste intervalo (9) são considerados *outliers*, o que significa que os dados recolhidos nos três testes, para as diferenças em questão, não são coerentes.

O número de *outliers* encontrado é reduzido (corresponde a, aproximadamente, 4,9% dos dados). É possível que estes *outliers* tenham origem em binarizações imperfeitas de algumas imagens, que conduziram a detecções incorrectas.

5.4.2 Coordenada y

Para analisar os dados relativos à coordenada y, actuou-se de forma similar ao que foi explicado para a coordenada z. No entanto, o número total de casos analisados diminuiu para 174, uma vez que se ignoraram os *outliers* encontrados na análise anterior.

Também para representar os resultados obtidos, elaborou-se um gráfico com as frequências cumulativas.

Distribuição dos desvios-padrão associados à diferença da coordenada y entre cada duas vértebras consecutivas

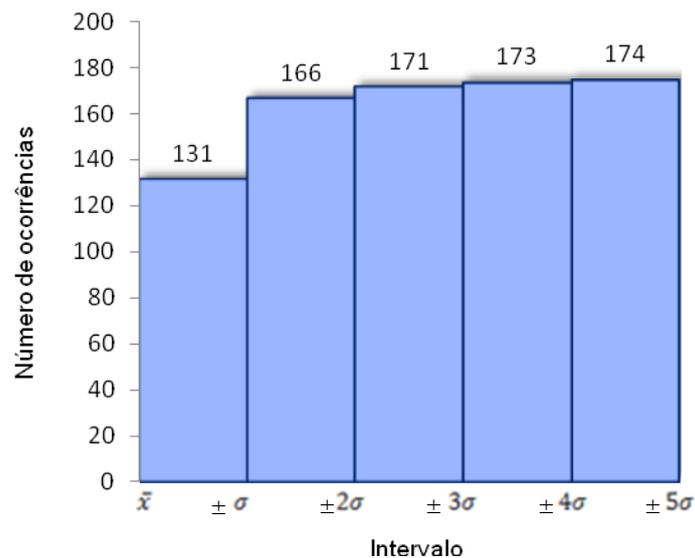


Figura 5.3: Gráfico representativo da distribuição dos desvios padrão para a coordenada y.

Dos 174 desvios padrão analisados, apenas 166 estão compreendidos no intervalo de confiança. Nestas condições, consideram-se que 8 são *outliers*, o que é um número pequeno (corresponde a, aproximadamente, 4,6% dos 174 dados considerados para esta fase). Provavelmente, estes *outliers* devem-se a alterações posturais de teste para teste, como é o caso de inclinações do tronco para a frente ou para trás.

5.4.3 Coordenada x

A análise da coerência entre aquisições para a coordenada x foi efectuada de forma idêntica ao que já foi descrito para as coordenadas anteriores. Também aqui, o número total de casos analisados diminuiu (desta vez, para 166), porque ignoraram-se os *outliers* encontrados nas coordenadas z e y.

Mais uma vez, para representar os resultados obtidos, elaborou-se um gráfico com as frequências cumulativas.

Distribuição dos desvios-padrão associados à diferença da coordenada x entre cada duas vértebras consecutivas

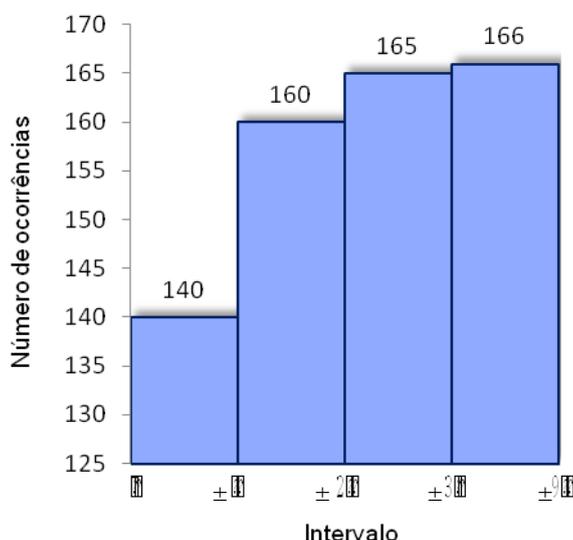


Figura 5.4: Gráfico representativo da distribuição dos desvios padrão para a coordenada x.

Em relação a esta coordenada, identificaram-se apenas 6 *outliers*. Os restantes 160 dados estão compreendidos no intervalo de confiança.

O número de *outliers* encontrado é reduzido (corresponde a, aproximadamente, 3,6% dos 166 dados considerados para esta fase). Como já havia sido referido, a incoerência de dados

relativamente à coordenada x deve-se, essencialmente, às vibrações que se verificam quando o equipamento realiza os alinhamentos.

5.4.4 Considerações finais

Neste subcapítulo é feita uma avaliação geral, considerando os resultados obtidos para cada uma das coordenadas separadamente.

Assim, tendo em conta que se identificaram 9 *outliers* na coordenada z, 8 na coordenada y e 6 na coordenada x, ignoraram-se 23 dados. Isto corresponde a, aproximadamente, 12,57% do número total de dados analisados (183).

Apesar de ser algo significativo, este valor já era espectável porque, desde início, previu-se que as alterações posturais entre os testes, assim como as vibrações do equipamento, afectassem a concordância dos resultados. Mesmo assim, verificou-se que cerca de 87,43% dos dados evidenciam que existe coerência entre as três aquisições realizadas, o que é um número bastante satisfatório. O trabalho desenvolvido revela-se ainda mais promissor porque é sabido que as falhas nos algoritmos desenvolvidos correspondem a uma percentagem de *outliers* inferior aos 12,57% encontrados.

Relativamente ao trabalho desenvolvido pelo Eng. António Jordão [7], a abordagem seguida durante o tratamento de dados foi diferente e, por isso, não é possível comparar directamente os resultados obtidos. No entanto, é conhecido que, nesse projecto, a eficácia de detecção era próxima de 100%. É natural que, no presente trabalho, a eficácia de detecção seja inferior (97,27%) porque, apesar do equipamento utilizado ser o mesmo, recolheram-se dados em pessoas reais e não num fantoma. Nestas condições, tem que se ter em conta que os indivíduos realizam pequenos movimentos e, além disso, o tom de pele não é igual de indivíduo para indivíduo.

No que respeita à coerência da repetibilidade de medições, o Eng. António Jordão [7] verificou que todas as medições realizadas estão dentro de um intervalo de confiança de 99,7% ($\bar{x} \pm 3\sigma$). No trabalho actual, como teve que ser considerado que existem dados desenquadrados (devido aos factores já referidos aos longo deste capítulo), não fazia sentido determinar o intervalo de confiança. Contudo, após a análise realizada, verificou-se que, num intervalo de confiança de 95%, estão compreendidos 87,43% dos dados recolhidos. Se fosse considerado um intervalo de confiança igual àquele que o Eng. António Jordão determinou, este valor seria ligeiramente superior, o que é bastante satisfatório, porque, como já foi explicado, há bastantes factores a considerar quando se recolhem dados em pessoas.

CAPÍTULO 6 - Conclusões e Perspectivas Futuras

Este projecto deu continuidade ao desenvolvimento de um sistema não invasivo e completamente inovador na área da saúde (o Métrica Vertebral), que identifica alterações biomecânicas da coluna vertebral na posição ortostática.

O objectivo principal do trabalho desenvolvido era conseguir realizar aquisições em indivíduos com o Métrica Vertebral. Para concretizar este objectivo com sucesso, percorreram-se as seguintes etapas:

1. Identificou-se um bom marcador para assinalar a projecção cutânea do vértice das apófises espinhosas;
2. Definiram-se algoritmos de processamento de imagem, que reconhecem o novo marcador e a marca do díodo laser;
3. Realizaram-se testes em ambiente de laboratório.

A primeira etapa enumerada foi de extrema importância porque o marcador encontrado contribuiu para que o processamento dos algoritmos seja mais rápido e eficiente.

No entanto, ao longo da concepção dos algoritmos, surgiram alguns problemas que tiveram que ser superados para se conseguir atingir o objectivo primordial do estudo:

- A intensidade de brilho nas imagens captadas pela câmara teve que ser uniformizada;
- O nível de *threshold* utilizado para binarizar as imagens passou a ser definido automaticamente.

Os algoritmos definidos permitiram não só adquirir dados em vários tipos de pele, como também aumentar a velocidade ascendente do Métrica Vertebral em 1,18 mm/s: anteriormente deslocava-se a 3,44 mm/s e, actualmente, move-se a 4,62 mm/s. Esta alteração na velocidade reflete-se numa diminuição da duração de cada aquisição. Por exemplo, se a face posterior do tronco medir 60cm, cada aquisição demora, aproximadamente, 129 segundos. Com o algoritmo definido pelo Eng. António Jordão, este tempo era de 174 segundos.

Apesar de ainda ser um tempo de aquisição elevado, pois quem é sujeito ao teste tem que ficar mais de dois minutos imóvel, o aumento de velocidade é um grande passo no desenvolvimento deste sistema.

Os dados adquiridos nos testes finais, realizados em ambiente de laboratório, foram analisados com duas finalidades:

- Averiguar a eficiência dos algoritmos concebidos;
- Avaliar a coerência do sistema de detecção.

A eficiência de detecção dos algoritmos foi calculada com base no número de pontos detectados face ao número total de pontos marcados. Os resultados dos testes traduzem-se numa eficácia de, aproximadamente, 97,27% do equipamento. Este valor é bastante elevado, pelo que o trabalho desenvolvido corresponde às expectativas iniciais.

No que respeita à coerência do sistema de detecção, esta foi avaliada a partir da diferença de coordenadas entre duas vértebras consecutivas. Constatou-se que 87,43% dos dados mostram que existe coerência entre os três testes aplicados em cada voluntário, uma vez que estão compreendidos no intervalo de confiança de 95%. Este valor acaba por se revelar bastante promissor, especialmente, porque é conhecido que nem todas as incongruências são devidas a um mau desempenho dos algoritmos desenvolvidos. De facto, algumas delas resultam de dois factores que não é possível controlar: as vibrações próprias do equipamento, que afectam os valores relativos à coordenada x; e as alterações posturais entre testes (por mais pequenas que sejam), que afectam a coordenada y e, de forma menos expressiva, a coordenada z.

Mesmo com a obtenção de resultados significativos, a presente dissertação revela algumas limitações. As mais evidentes são:

- Impossibilidade de detectar as primeiras vértebras cervicais, devido à presença de cabelo;
- A velocidade ascendente do equipamento ainda não é tão elevada quanto se desejaria (com um tempo de aquisição superior a 2 minutos, é praticamente impossível que os pacientes permaneçam imóveis);
- Os algoritmos desenvolvidos são menos eficientes em peles muito claras;
- A amostra era reduzida e pouco representativa, especialmente, no que respeita ao tom de pele.

Apesar das referidas lacunas, que poderão ser corrigidas no futuro, a presente dissertação demonstrou ser um grande passo no desenvolvimento do Métrica Vertebral, especialmente porque, pela primeira vez, foi possível realizar aquisições em indivíduos. Além disso, o estudo dos dados recolhidos revelou resultados interessantes e auspiciosos.

No futuro, o desenvolvimento do aparelho poderá passar não apenas pela correcção dos problemas identificados, como também pelo desenvolvimento de novas funcionalidades.

Para aumentar a velocidade de processamento de imagem e, conseqüentemente diminuir a duração de cada aquisição, poder-se-á mudar um pouco a ideia base da concepção do equipamento e passar utilizar uma câmara de infravermelhos, assim como um marcador que seja detectado por esta. Esta alteração conduziria a algoritmos menos arrojados e mais rápidos, pois seria mais simples detectar os pontos.

Em termos de inovação, e no que respeita à sua aplicabilidade na área da saúde, poderá ser viável estender a avaliação também a alterações biomecânicas ao nível região escapular.

Na sua configuração actual, o Métrica Vertebral apresenta já grandes vantagens dado que é um equipamento único, que permite avaliar as alterações biomecânicas da coluna vertebral (escoliose, hipercifose e hiperlordose), de forma semi-automática e não-invasiva. Por estes motivos, pode ser aplicado à população em geral, repetidamente e sem que haja qualquer prejuízo para os indivíduos.

BIBLIOGRAFIA

- [1] C. Quaresma, F. João, M. Fonseca, M. F. Secca, A. Veloso, J. G. O'Neil, J. Branco, "Validation of Vertebral Metrics: A Mechanical Instrument to Evaluate Posture of the Spinal Column", *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, de 7 a 12 de Setembro de 2009, Munich, Germany*, vol. 25/7, O. Dössel, W. C. Schlegel, R. Magjarevic, Eds. Springer Berlin Heidelberg, 2009, pp. 711–713.
- [2] C. Quaresma, F. João, M. Fonseca, M. F. Secca, A. Veloso, J. G. O'Neill, J. Branco, "Comparative evaluation of the tridimensional spine position measured with a new instrument (Vertebral Metrics) and an optoelectronic system of stereophotogrammetry", *Med Biol Eng Comput*, vol. 48, no. 11, pp. 1161–1164, 2010.
- [3] A. Jordão, P. Duque, C. Quaresma, P. Vieira, "Development of Vertebral Metrics - An Instrument to Study the Vertebral Column", *BIODEVICES*, 2011, pp. 224–229.
- [4] C. Quaresma, M. F. Secca, J. G. O'Neill, J. Branco, "Development of a Mechanical Instrument to Evaluate Biomechanically the Spinal Column in Pregnant Women", *BIODEVICES*, 2009, pp. 310–313.
- [5] C. França, "Modelo Matemático da Coluna Vertebral", Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, FCT-UNL, Lisboa, 2010.
- [6] A. Suaide, "Desenvolvimento e validação de uma ferramenta computacional para mensuração das curvaturas da coluna vertebral", Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Neurociências, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.
- [7] A. Jordão, "Concepção de um Aparelho de Medição 3D da Coluna Vertebral - Desenvolvimento de um Software de Detecção de Apófises Espinhas e Cálculo da Distância Ântero-Posterior", Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, FCT-UNL, Lisboa, 2010.
- [8] C. Quaresma, "Alterações Biomecânicas da Coluna Vertebral durante a Gravidez", Dissertação para obtenção do grau de Doutor no Ramo da Engenharia Biomédica, Especialidade Biomecânica, FCT-UNL, Lisboa, 2010.
- [9] P. Duque, "Métrica Vertebral - Automático. Desenvolvimento e construção de um sistema de posicionamento X/Z com motores passo a passo", Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, FCT-UNL, Lisboa, 2010.
- [10] H. Gray, H. V. Carter, "Gray's Anatomy - The Anatomical Basis of Clinical Practice", 40ª edição, Londres, Churchill Livingstone Elsevier, 2008.
- [11] R. Seeley, T. Stephens, P. Tate, "Anatomia e Fisiologia", 6ª edição, Loures, Lusociência, 2003.
- [12] E. Miranda, "Coluna Vertebral", 1ª edição, Rio de Janeiro, Sprint, 2007.
- [13] I. Kapandji, "Fisiologia Articular", vol. 3, São Paulo, Editora Manole, 1987.
- [14] J. Esperança Pina, "Anatomia Humana da Locomoção", 3ª edição, Lisboa, LIDEL - Edições Técnicas, 1995.
- [15] M. H. Campos, "Adaptações Geométricas da Coluna Vertebral durante a Marcha", Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Educação Física, Universidade Estadual de Campinas - Faculdade de Educação Física, Campinas, 2005.
- [16] K. Bontrager, "Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatómica", 5ª edição, Guanabara Koogan, 2002.
- [17] M. D. Netter, "Atlas de Anatomia Humana", 2ª edição, Nova Jérсия, Masson, 2000.
- [18] J. Natour, "Coluna Vertebral - conhecimentos básicos", São Paulo, et Cetera, 2004.

- [19] “Dossier Informativo - Doenças da Coluna”, *Médicos de Portugal*. [Online]. Disponível: http://medicosdeportugal.saude.sapo.pt/content_files/cms/pdf/pdf_6cd9313ed34ef58bad3fdd504355e72c.pdf. [Consultado: 31-05-2012].
- [20] K. P. Singer, T. J. Jones, P. D. Breidahl, “A comparison of radiographic and computer-assisted measurements of thoracic and thoracolumbar sagittal curvature”, *Skeletal Radiology*, vol. 19, no. 1, pp. 21–26, 1990.
- [21] P. B. Nery, “Análise da confiabilidade intra e interexaminador do software de avaliação postural - SAPO em escolares do município de Ribeirão Preto - SP”, Dissertação para obtenção do Título de Mestre em Enfermagem em Saúde Pública, Ribeirão Preto, 2009.
- [22] F. R. Souza, F. Ferreira, F. V. Narciso, C. M. B. Makhoul, R. S. T. Canto, M. A. Barauna, “Avaliação da concavidade lombar pelo método radiográfico e pela cifolordometria”, *Revista Brasileira de Fisioterapia*.
- [23] “What is Spinal Mouse®?” [Online]. Disponível: <http://spinalmouse.ro/en>. [Consultado: 28-06-2012].
- [24] A. G. Neto, C. C. C. B. Veiga, E. Bittencourt, F. Godinho, G. P. Rinaldi, V. L. Israel, “Movimento Humano Funcional e Sistemas de Medições” [Online]. Disponível: <http://www.sbis.org.br/cbis/arquivos/1045.pdf>. [Consultado: 28-06-2012].
- [25] F. Venes, “A Go to Market Strategy for Vertebral Metrics”, Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, FCT-UNL, Lisboa, 2011.
- [26] A. Jordão, P. Duque, C. Quaresma, P. Vieira, “Desenvolvimento de um Equipamento / Algoritmo de Detecção das Apófises Espinhas”, Lisboa, 2010.
- [27] J. Mortati and F. Cardoso, “MATLAB - Uma Ferramenta Para o Estudo de Matemática”, Faculdade de Ciência da Computação - Universidade de Rio Verde, Rio Verde, 2004.
- [28] D. Faria, “Análise e Processamento de Imagem”, Trabalho realizado no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica na disciplina de Trabalhos Práticos, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2010.
- [29] R. Foresti, “Sistema de Visão Robótica para Reconhecimento de Contornos de Componentes na Aplicação de Processos Industriais”, Dissertação para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.
- [30] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, “Digital Image Processing”, 2ª edição, Nova Jérсия, Prentice Hall, 2002.
- [31] “Enciclopédia Luso Brasileira de Cultura”, 5ª edição, vol. 5, Lisboa, Verbo.
- [32] J. L. Sobral, “Visão por Computador - Aula 07 Segmentação”, Acetatos das aulas teóricas de 'Visão por Computador', Universidade do Minho, 2002.
- [33] M. L. Siqueira, “Reconhecimento Automático de Padrões em Imagens Ecocardiográficas”, Dissertação para obtenção do Título de Doutor em Ciência da Computação, Universidade Federal de Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010.
- [34] M. H. Pestana and J. N. Gageiro, “Análise de Dados para Ciências Sociais - A Complementaridade do SPSS”, 4ª edição, Lisboa, Edições Sílabo, 2005.

ANEXO A

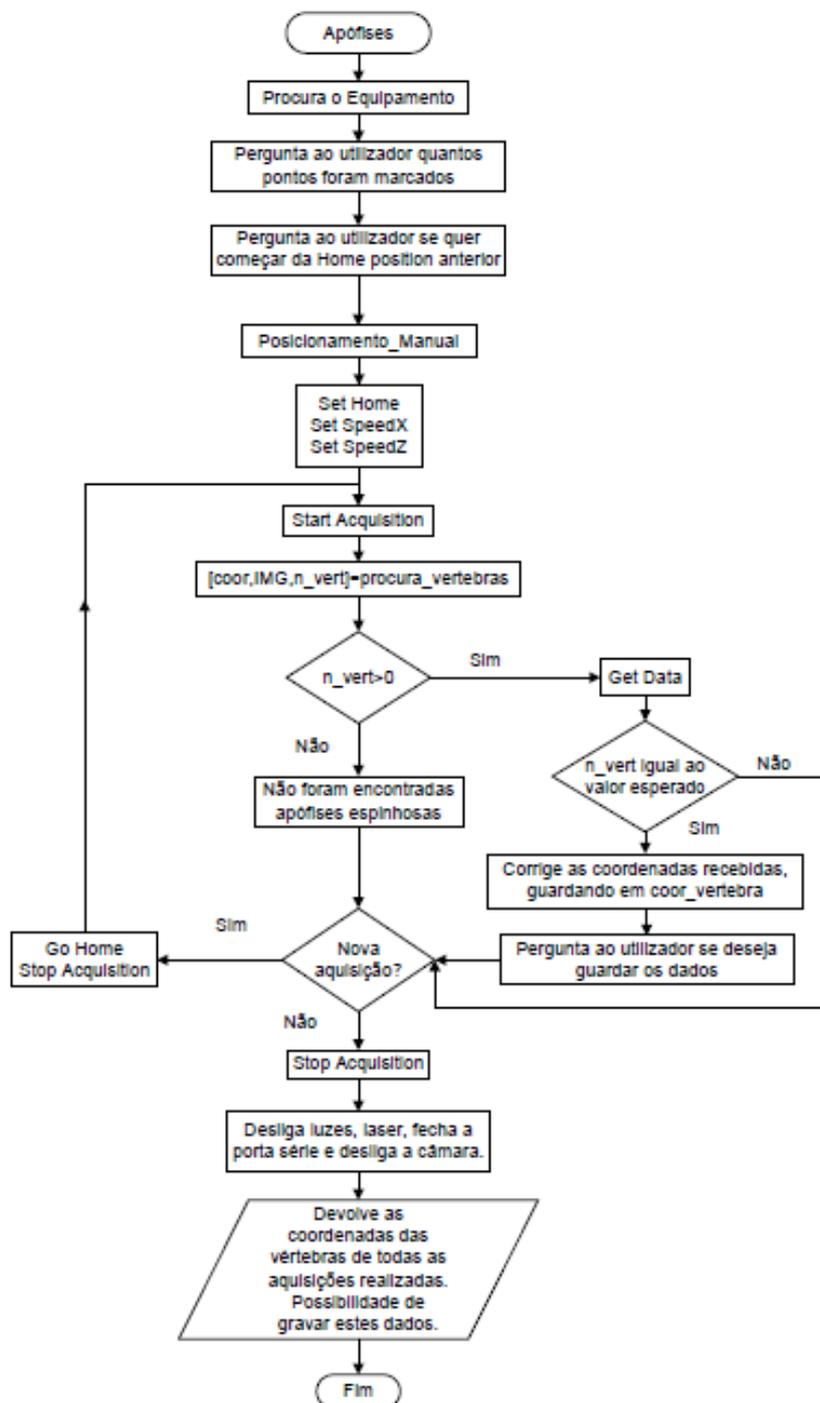


Figura A1: Algoritmo de funcionamento do programa definido pelo Eng. António Jordão [7].

ANEXO B

Tabela B1: Máximo, mínimo, média e desvio padrão da diferença de posição entre duas vértebras consecutivas para o Indivíduo 1.

Vértebras	Coordenada x				Coordenada y				Coordenada z			
	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão
L5-S1	1,30	0,000	0,533	0,681	7,400	4,900	6,000	1,277	28,600	27,300	27,933	0,651
L4-L5	1,30	0,400	0,733	0,493	0,800	-1,500	-0,467	1,168	31,400	19,800	23,767	6,612
L3-L4	1,50	-0,700	0,167	1,172	-1,000	-4,400	-2,800	1,709	29,800	26,600	27,933	1,665
L2-L3	1,00	-0,200	0,567	0,666	-2,200	-4,600	-3,333	1,206	20,400	11,400	15,433	4,572
L1-L2	0,20	-1,000	-0,500	0,624	-2,200	-5,400	-3,433	1,721	19,800	8,300	15,100	6,031
D12-L1	-0,40	-2,000	-1,300	0,819	-4,200	-6,600	-5,367	1,201	28,200	25,100	26,167	1,762
D11-D12	-2,50	-3,500	-3,033	0,503	-1,900	-4,300	-3,033	1,206	23,000	16,200	20,567	3,790
D10-D11	-0,20	-2,300	-1,100	1,082	-1,100	-6,300	-3,700	2,600	28,900	25,700	27,167	1,617
D9-D10	0,60	-1,500	-0,633	1,097	-3,100	-4,100	-3,533	0,513	31,400	26,600	29,767	2,743
D8-D9	-0,70	-1,100	-0,867	0,208	2,000	-1,600	0,033	1,823	39,000	32,500	35,033	3,479
D7-D8	0,50	0,000	0,233	0,252	5,000	0,500	2,600	2,265	30,200	28,500	29,367	0,850
D6-D7	1,00	-0,300	0,167	0,723	3,700	3,000	3,333	0,351	28,000	22,900	25,733	2,597
D5-D6	0,60	0,400	0,500	0,100	3,000	1,900	2,333	0,586	31,000	25,900	27,733	2,836
D4-D5	2,20	0,400	1,067	0,987	5,600	3,100	4,567	1,305	25,600	23,700	24,400	1,044
D3-D4	2,60	0,200	1,367	1,201	9,200	6,300	7,267	1,674	34,000	26,600	29,600	3,894
D2-D3	2,90	-0,700	0,867	1,845	8,600	4,200	6,433	2,201	24,400	18,700	22,400	3,208
D1-D2	0,90	-1,200	-0,333	1,097	4,600	0,600	3,000	2,117	17,000	12,100	15,267	2,747
C7-D1	-0,70	-2,300	-1,267	0,896	2,400	-0,200	1,100	1,300	14,700	10,400	12,800	2,193
C6-C7	-0,70	-2,700	-1,733	1,002	1,000	0,500	0,733	0,252	19,200	9,600	12,833	5,514
C5-C6	0,70	-0,500	0,167	0,611	0,500	-1,100	-0,033	0,924	18,100	10,100	14,433	4,041
C4-C5	2,00	0,000	0,767	1,079	0,600	-0,200	0,133	0,416	11,200	6,300	9,167	2,554

Tabela B2: Máximo, mínimo, média e desvio padrão da diferença de posição entre duas vértebras consecutivas para o Indivíduo 2.

Vértebras	Coordenada x				Coordenada y				Coordenada z			
	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão
L5-S1	0,000	-1,300	-0,800	0,700	0,300	-0,900	-0,500	0,693	19,400	18,200	18,900	0,624
L4-L5	1,800	-0,100	0,900	0,954	1,200	0,900	1,100	0,173	17,000	14,600	16,100	1,308
L3-L4	0,100	-2,000	-1,200	1,136	-2,600	-3,400	-3,133	0,462	17,600	16,400	16,967	0,603
L2-L3	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
L1-L2	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
D12-L1	1,900	1,700	1,800	0,100	-5,500	-7,100	-6,567	0,924	28,400	27,400	27,900	0,500
D11-D12	1,900	0,600	1,333	0,666	-7,600	-9,800	-8,333	1,270	28,200	25,400	26,867	1,405
D10-D11	1,800	0,700	1,233	0,551	-2,600	-4,400	-3,800	1,039	21,400	19,700	20,367	0,907
D9-D10	3,200	1,800	2,567	0,709	-4,000	-4,200	-4,067	0,115	23,900	22,700	23,200	0,624
D8-D9	3,800	2,400	2,900	0,781	-0,400	-1,900	-0,900	0,866	24,400	22,200	23,500	1,153
D7-D8	5,000	3,100	4,233	1,002	-0,600	-1,900	-1,467	0,751	24,200	23,900	24,000	0,173
D6-D7	3,000	-0,200	1,033	1,721	6,300	3,400	5,333	1,674	40,700	37,600	39,200	1,552
D5-D6	5,300	-0,400	2,133	2,902	7,200	4,200	5,200	1,732	22,600	21,700	22,267	0,493
D4-D5	1,400	-3,800	-1,567	2,676	10,200	6,800	7,933	1,963	22,600	20,300	21,200	1,229
D3-D4	2,100	-0,800	0,667	1,450	5,600	5,200	5,467	0,231	14,000	12,800	13,267	0,643
D2-D3	-1,200	-3,700	-2,600	1,277	11,800	7,600	9,000	2,425	15,700	14,600	15,000	0,608
D1-D2	0,800	-1,900	-0,300	1,418	7,600	6,500	7,233	0,635	13,700	12,900	13,233	0,416
C7-D1	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
C6-C7	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
C5-C6	0,500	-1,200	-0,300	0,854	4,200	3,800	3,933	0,231	9,500	4,900	6,833	2,386
C4-C5	0,000	-0,500	-0,233	0,252	6,500	4,800	5,933	0,981	7,800	5,000	6,367	1,401

Tabela B3: Máximo, mínimo, média e desvio padrão da diferença de posição entre duas vértebras consecutivas para o Indivíduo 3.

Vértebras	Coordenada x					Coordenada y					Coordenada z					
	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão
L5-S1	0,700	-1,700	-0,667	1,234	5,900	-0,200	2,733	3,057	21,900	20,000	20,800	0,985	21,900	20,000	20,800	0,985
L4-L5	4,300	2,200	3,000	1,136	-0,200	-3,200	-1,933	1,553	19,400	19,000	19,200	0,200	19,400	19,000	19,200	0,200
L3-L4	0,800	0,100	0,467	0,351	-3,600	-6,800	-4,767	1,767	23,200	22,500	22,867	0,351	23,200	22,500	22,867	0,351
L2-L3	3,900	2,400	3,267	0,777	-3,700	-8,700	-6,067	2,511	28,100	26,500	27,533	0,896	28,100	26,500	27,533	0,896
L1-L2	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
D12-L1	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
D11-D12	0,500	0,000	0,233	0,252	-4,100	-6,100	-4,833	1,102	17,500	16,900	17,167	0,306	17,500	16,900	17,167	0,306
D10-D11	3,400	1,600	2,800	1,039	-5,000	-6,300	-5,600	0,656	19,700	19,200	19,533	0,289	19,700	19,200	19,533	0,289
D9-D10	4,000	3,000	3,567	0,513	-3,700	-5,600	-4,700	0,954	20,700	20,000	20,433	0,379	20,700	20,000	20,433	0,379
D8-D9	1,000	-1,500	-0,367	1,266	-5,700	-6,700	-6,100	0,529	25,800	25,600	25,700	0,100	25,800	25,600	25,700	0,100
D7-D8	0,200	-2,100	-1,033	1,159	-1,300	-3,300	-2,500	1,058	36,300	33,700	34,633	1,447	36,300	33,700	34,633	1,447
D6-D7	-0,400	-3,700	-1,833	1,692	-0,900	-2,300	-1,667	0,709	29,500	26,300	28,167	1,665	29,500	26,300	28,167	1,665
D5-D6	0,700	-0,300	0,167	0,503	1,100	-1,200	0,300	1,300	28,400	27,800	28,067	0,306	28,400	27,800	28,067	0,306
D4-D5	0,000	-3,300	-1,933	1,721	4,000	2,600	3,300	0,700	28,000	26,200	26,800	1,039	28,000	26,200	26,800	1,039
D3-D4	-1,700	-4,700	-3,033	1,528	6,700	6,000	6,267	0,379	29,100	28,000	28,600	0,557	29,100	28,000	28,600	0,557
D2-D3	0,300	-1,600	-0,867	1,021	6,300	4,600	5,633	0,907	23,000	21,500	22,200	0,755	23,000	21,500	22,200	0,755
D1-D2	0,000	-0,600	-0,333	0,306	6,200	4,800	5,367	0,737	14,200	13,600	14,000	0,346	14,200	13,600	14,000	0,346
C7-D1	3,700	0,200	2,033	1,756	13,300	10,700	12,433	1,501	27,100	25,900	26,467	0,603	27,100	25,900	26,467	0,603
C6-C7	1,300	-0,600	0,533	1,002	10,500	6,900	8,767	1,804	16,000	14,100	15,333	1,069	16,000	14,100	15,333	1,069
C5-C6	2,800	1,100	1,800	0,889	3,800	2,700	3,267	0,551	6,800	6,200	6,567	0,321	6,800	6,200	6,567	0,321
C4-C5	-1,500	-1,900	-1,700	0,200	2,900	2,100	2,633	0,462	8,000	6,800	7,533	0,643	8,000	6,800	7,533	0,643

Tabela B4: Máximo, mínimo, média e desvio padrão da diferença de posição entre duas vértebras consecutivas para o Indivíduo 4.

Vértebras	Coordenada x					Coordenada y					Coordenada z				
	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão		Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão		Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	
L5-S1	-1,400	-1,700	-1,533	0,153	2,300	-1,400	0,367	1,856	22,300	20,700	21,500	0,800			
L4-L5	0,700	-0,300	0,200	0,500	-0,900	-1,800	-1,367	0,451	27,500	26,000	26,800	0,755			
L3-L4	-1,300	-2,100	-1,600	0,436	-2,500	-4,000	-3,067	0,814	19,100	18,400	18,800	0,361			
L2-L3	-2,000	-2,400	-2,167	0,208	-3,100	-6,100	-4,200	1,652	18,900	17,600	18,233	0,651			
L1-L2	3,500	2,700	2,967	0,462	-4,800	-6,400	-5,567	0,802	23,400	22,800	23,067	0,306			
D12-L1	2,700	1,200	2,200	0,866	-6,600	-8,600	-7,500	1,015	21,000	19,300	20,033	0,874			
D11-D12	-0,900	-1,600	-1,300	0,361	-10,60	-13,50	-11,90	1,473	24,500	24,400	24,467	0,058			
D10-D11	-0,600	-3,000	-1,533	1,286	-12,80	-13,20	-12,97	0,208	34,500	33,800	34,233	0,379			
D9-D10	1,700	0,600	1,033	0,586	-6,100	-9,70	-7,467	1,950	30,900	29,500	30,333	0,737			
D8-D9	2,800	0,700	1,667	1,060	-3,100	-6,400	-5,000	1,706	32,700	30,300	31,167	1,332			
D7-D8	-0,100	-0,800	-0,567	0,404	6,400	0,900	2,867	3,066	24,100	23,100	23,533	0,513			
D6-D7	-0,200	-2,200	-1,000	1,058	4,300	1,200	2,600	1,572	29,400	25,400	27,300	2,007			
D5-D6	2,000	-2,600	-0,500	2,326	5,600	1,800	3,400	1,970	27,300	23,800	25,767	1,790			
D4-D5	-1,000	-1,700	-1,367	0,351	8,200	5,100	6,967	1,644	28,600	27,600	28,033	0,513			
D3-D4	-0,700	-2,400	-1,667	0,874	11,000	7,100	9,667	2,223	30,400	29,000	29,833	0,737			
D2-D3	-1,000	-3,300	-2,033	1,168	14,700	9,400	11,833	2,676	27,800	25,400	26,567	1,201			
D1-D2	0,800	-0,100	0,400	0,458	12,600	7,000	8,967	3,150	17,700	16,500	17,233	0,643			
C7-D1	1,800	0,100	0,667	0,981	7,700	2,900	5,300	2,400	16,800	15,400	16,133	0,702			
C6-C7	1,700	-0,100	0,800	0,900	3,400	2,700	3,100	0,361	11,400	10,000	10,600	0,721			
C5-C6	-0,300	-2,100	-1,100	0,917	2,300	-0,700	0,533	1,570	13,700	13,000	13,433	0,379			
C4-C5	2,700	1,300	2,167	0,757	0,900	-0,700	-0,067	0,850	10,700	9,300	10,067	0,709			

Tabela B5: Máximo, mínimo, média e desvio padrão da diferença de posição entre duas vértebras consecutivas para o indivíduo 5.

Vértebras	Coordenada x					Coordenada y					Coordenada z					
	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão		Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão		Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão		
L5-S1	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
L4-L5	-1,200	-4,000	-2,400	1,442	4,700	0,900	3,300	2,088	2,088	16,400	16,200	16,300	0,100	0,100	16,400	16,300
L3-L4	0,300	-0,300	-0,067	0,321	1,500	0,800	1,033	0,404	0,404	19,100	17,600	18,333	0,751	0,751	19,100	18,333
L2-L3	-0,800	-1,500	-1,167	0,351	-1,300	-3,800	-2,667	1,266	1,266	18,000	17,100	17,533	0,451	0,451	18,000	17,533
L1-L2	-0,100	-1,000	-0,533	0,451	-2,000	-5,100	-3,367	1,582	1,582	18,800	17,400	18,033	0,709	0,709	18,800	18,033
D12-L1	-0,300	-0,800	-0,500	0,265	-4,800	-7,300	-5,967	1,258	1,258	23,300	22,200	22,700	0,557	0,557	23,300	22,700
D11-D12	1,100	-0,300	0,500	0,721	-6,600	-11,500	-8,367	2,721	2,721	23,200	22,100	22,533	0,586	0,586	23,200	22,533
D10-D11	1,400	0,000	0,900	0,781	-6,900	-11,800	-9,367	2,450	2,450	31,000	28,800	30,067	1,137	1,137	31,000	30,067
D9-D10	-0,100	-1,700	-0,767	0,833	-7,100	-11,000	-8,767	2,011	2,011	35,100	31,600	33,767	1,893	1,893	35,100	33,767
D8-D9	2,100	-1,400	0,200	1,769	-6,700	-7,200	-6,900	0,265	0,265	33,000	31,500	32,233	0,751	0,751	33,000	32,233
D7-D8	0,600	0,300	0,500	0,173	2,400	-1,100	1,167	1,966	1,966	32,300	30,300	31,067	1,079	1,079	32,300	31,067
D6-D7	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
D5-D6	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
D4-D5	0,700	-1,300	-0,100	1,058	5,900	1,800	4,333	2,214	2,214	29,800	28,700	29,400	0,608	0,608	29,800	29,400
D3-D4	4,300	2,600	3,500	0,854	11,600	8,300	9,600	1,758	1,758	29,200	28,600	28,933	0,306	0,306	29,200	28,933
D2-D3	3,400	1,600	2,533	0,902	8,400	4,900	6,700	1,752	1,752	28,300	27,400	27,967	0,493	0,493	28,300	27,967
D1-D2	1,000	-0,300	0,167	0,723	14,700	11,300	13,100	1,709	1,709	26,400	25,800	26,067	0,306	0,306	26,400	26,067
C7-D1	2,600	0,900	1,567	0,907	13,500	11,000	12,167	1,258	1,258	26,600	24,000	24,933	1,447	1,447	26,600	24,933
C6-C7	0,800	0,500	0,700	0,173	4,200	-3,800	0,667	4,081	4,081	10,700	9,000	9,700	0,889	0,889	10,700	9,700
C5-C6	1,400	0,500	1,067	0,493	0,800	-1,600	-0,333	1,206	1,206	11,400	10,100	10,800	0,656	0,656	11,400	10,800
C4-C5	3,000	1,300	2,367	0,929	1,200	0,000	0,400	0,693	0,693	8,000	7,000	7,400	0,529	0,529	8,000	7,400

Tabela B6: Máximo, mínimo, média e desvio padrão da diferença de posição entre duas vértebras consecutivas para o Indivíduo 6.

Vértebras	Coordenada x				Coordenada y				Coordenada z			
	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão
L5-S1	0,800	0,000	0,267	0,462	2,300	0,900	1,500	0,721	26,900	25,000	25,933	0,950
L4-L5	2,600	0,600	1,800	1,058	-5,700	-8,100	-6,500	1,385	25,300	23,700	24,767	0,924
L3-L4	0,600	-1,000	-0,200	0,800	-7,400	-8,700	-7,900	0,700	25,600	25,400	25,467	0,115
L2-L3	1,200	-0,600	0,233	0,907	-6,800	-8,800	-7,833	1,002	23,600	22,900	23,300	0,361
L1-L2	0,000	-0,300	-0,200	0,173	-6,200	-10,00	-8,467	2,003	26,300	23,500	25,100	1,442
D12-L1	1,200	-0,500	0,300	0,854	-6,600	-11,80	-9,000	2,623	38,800	37,100	37,833	0,874
D11-D12	-0,500	-1,300	-0,800	0,436	-4,100	-7,200	-5,167	1,762	27,000	26,200	26,633	0,404
D10-D11	1,200	-4,200	-0,933	2,873	-3,300	-8,300	-5,367	2,610	32,900	32,000	32,533	0,473
D9-D10	-0,200	-1,300	-0,567	0,635	3,300	-1,200	0,400	2,516	29,900	26,400	28,333	1,779
D8-D9	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
D7-D8	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
D6-D7	0,800	-2,500	-0,600	1,706	7,800	7,300	7,600	0,265	25,600	23,200	24,667	1,286
D5-D6	-0,500	-1,400	-1,067	0,493	8,600	6,300	7,333	1,168	21,600	20,400	20,933	0,611
D4-D5	1,300	0,900	1,167	0,231	6,600	6,200	6,333	0,231	22,500	20,200	21,600	1,229
D3-D4	0,400	-0,200	0,067	0,306	10,600	7,700	8,967	1,484	22,400	22,200	22,300	0,100
D2-D3	2,500	1,300	1,967	0,611	15,500	5,300	10,700	5,125	23,800	20,000	22,267	2,003
D1-D2	5,100	2,800	4,000	1,153	12,900	5,600	9,167	3,653	21,300	19,000	19,767	1,328
C7-D1	0,500	0,000	0,300	0,265	11,400	7,100	8,600	2,427	19,700	17,400	18,667	1,168
C6-C7	0,800	-1,000	-0,300	0,964	4,600	-1,500	1,533	3,050	6,900	5,900	6,467	0,513
C5-C6	0,600	-1,300	-0,400	0,954	3,000	0,800	1,600	1,217	7,300	6,000	6,867	0,751
C4-C5	0,100	0,000	0,067	0,058	1,400	-1,200	0,067	1,301	8,600	6,400	7,433	1,106

Tabela B7: Máximo, mínimo, média e desvio padrão da diferença de posição entre duas vértebras consecutivas para o indivíduo 7.

Vértebras	Coordenada x					Coordenada y					Coordenada z				
	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão		Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão		Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	
L5-S1	1,800	0,900	1,333	0,451	---	10,500	-2,200	2,600	6,894	---	19,600	18,700	19,100	0,458	---
L4-L5	1,600	-0,100	0,733	0,850	---	-2,800	-7,300	-4,533	2,421	---	24,900	21,400	22,700	1,916	---
L3-L4	3,300	1,700	2,267	0,896	---	-3,200	-5,700	-4,600	1,277	---	22,500	17,500	20,567	2,686	---
L2-L3	0,800	0,400	0,533	0,231	---	-3,200	-4,300	-3,567	0,635	---	21,800	20,800	21,200	0,529	---
L1-L2	0,500	-0,300	0,133	0,404	---	-2,500	-4,800	-3,800	1,179	---	17,700	17,100	17,467	0,321	---
D12-L1	2,500	1,900	2,200	0,300	---	-3,400	-6,900	-5,333	1,779	---	22,800	18,800	20,400	2,117	---
D11-D12	-1,000	-1,100	-1,033	0,058	---	-3,000	-5,200	-4,367	1,193	---	21,600	18,700	20,167	1,450	---
D10-D11	1,500	-0,700	0,667	1,193	---	-3,100	-8,400	-5,800	2,651	---	28,700	28,000	28,333	0,351	---
D9-D10	0,100	-0,600	-0,267	0,351	---	0,200	-3,700	-1,667	1,955	---	21,700	21,100	21,400	0,300	---
D8-D9	-0,400	-1,800	-1,067	0,702	---	0,200	-6,500	-2,300	3,659	---	26,700	25,100	25,867	0,802	---
D7-D8	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
D6-D7	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
D6-D6	0,600	0,400	0,467	0,115	---	9,400	7,300	8,100	1,136	---	34,200	33,400	33,733	0,416	---
D4-D5	3,100	1,500	2,167	0,833	---	13,000	7,200	10,000	2,905	---	41,600	39,100	40,467	1,266	---
D3-D4	-0,400	-3,900	-2,467	1,834	---	6,400	4,900	5,800	0,794	---	23,400	22,600	22,933	0,416	---
D2-D3	2,400	-3,600	-1,100	3,122	---	10,300	4,900	7,300	2,750	---	26,000	24,000	24,767	1,079	---
D1-D2	2,200	-2,700	-0,433	2,470	---	13,500	12,300	12,933	0,603	---	36,500	36,200	36,367	0,153	---
C7-D1	-0,700	-4,300	-2,467	1,801	---	12,200	8,600	10,767	1,909	---	22,600	21,200	22,133	0,808	---
C6-C7	1,900	-0,400	0,533	1,210	---	6,700	5,000	5,633	0,929	---	12,700	10,900	12,000	0,964	---
C5-C6	0,500	0,300	0,433	0,115	---	4,300	4,000	4,133	0,153	---	8,900	7,800	8,467	0,586	---
C4-C5	0,500	-1,800	-0,467	1,193	---	4,700	4,000	4,467	0,404	---	10,900	9,700	10,167	0,643	---

Tabela B8: Máximo, mínimo, média e desvio padrão da diferença de posição entre duas vértebras consecutivas para o Indivíduo 8.

Vértebras	Coordenada x					Coordenada y					Coordenada z				
	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão		Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão		Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	
L5-S1	4,200	1,000	2,967	1,721	---	4,000	1,800	3,133	1,172	---	18,900	17,100	17,867	0,929	
L4-L5	1,600	0,900	1,233	0,351	---	-0,300	-1,000	-0,733	0,379	---	24,700	23,700	24,300	0,529	
L3-L4	4,500	2,600	3,400	0,985	---	-1,800	-4,100	-2,633	1,274	---	19,200	18,200	18,800	0,529	
L2-L3	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	
L1-L2	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	
D12-L1	1,200	-0,800	-0,033	1,079	---	-4,600	-8,000	-6,400	1,709	---	21,500	17,300	19,700	2,163	
D11-D12	4,500	0,700	2,233	2,003	---	-3,300	-8,100	-5,600	2,406	---	25,900	22,200	23,800	1,900	
D10-D11	-0,500	-2,300	-1,433	0,902	---	-2,800	-3,400	-3,167	0,321	---	21,200	17,900	20,067	1,877	
D9-D10	-1,300	-2,000	-1,700	0,361	---	2,700	-1,200	0,267	2,122	---	24,400	21,600	23,033	1,401	
D8-D9	-0,900	-2,500	-1,700	0,800	---	0,800	-3,900	-1,100	2,476	---	29,400	25,800	27,200	1,929	
D7-D8	0,900	0,500	0,633	0,231	---	1,200	-1,800	-0,133	1,528	---	27,100	24,500	25,667	1,320	
D6-D7	0,000	-0,200	-0,067	0,115	---	4,200	2,000	3,267	1,137	---	26,000	25,400	25,633	0,321	
D5-D6	-3,300	-4,200	-3,833	0,473	---	11,200	3,300	6,567	4,124	---	33,000	28,100	30,367	2,470	
D4-D5	0,900	-1,200	-0,500	1,212	---	7,600	5,700	6,933	1,069	---	25,900	24,800	25,367	0,551	
D3-D4	-1,000	-1,700	-1,400	0,361	---	8,100	6,000	7,067	1,050	---	23,800	22,400	23,133	0,702	
D2-D3	-0,700	-1,800	-1,333	0,569	---	9,300	4,700	7,400	2,402	---	23,900	22,600	23,367	0,681	
D1-D2	0,900	-0,900	-0,067	0,907	---	8,900	6,800	8,033	1,097	---	19,800	19,100	19,467	0,351	
C7-D1	3,000	2,200	2,533	0,416	---	9,500	7,800	8,667	0,850	---	20,800	20,300	20,500	0,265	
C6-C7	2,500	0,900	1,467	0,896	---	6,700	3,200	4,600	1,852	---	9,400	8,400	8,767	0,551	
C5-C6	1,200	0,800	1,033	0,208	---	3,700	2,900	3,200	0,436	---	6,900	6,600	6,800	0,173	
C4-C5	---	---	---	---	---	4,000	1,800	3,133	1,172	---	---	---	---	---	

Tabela B9: Máximo, mínimo, média e desvio padrão a diferença de posição entre duas vértebras consecutivas para o Indivíduo 9.

Vértebras	Coordenada x				Coordenada y				Coordenada z			
	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo	Média	Desvio Padrão
L5-S1	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
L4-L5	2,200	1,700	1,967	0,252	0,700	-3,900	-2,267	2,574	22,300	21,900	22,100	0,200
L3-L4	1,500	-3,800	-0,667	2,779	-2,500	-5,700	-4,333	1,650	31,200	25,200	27,867	3,055
L2-L3	2,800	-0,600	0,767	1,795	-1,000	-5,300	-3,367	2,183	18,800	14,300	17,200	2,516
L1-L2	15,200	1,800	6,500	7,543	-3,100	-6,300	-4,800	1,609	21,900	16,500	19,867	2,937
D12-L1	2,600	-9,700	-2,033	6,688	0,000	-6,900	-4,433	3,848	18,800	18,300	18,533	0,252
D11-D12	0,900	-3,100	-1,000	2,007	-5,60	-10,40	-8,467	2,532	30,900	24,100	26,533	3,790
D10-D11	-1,300	-2,800	-1,867	0,814	-0,900	-3,700	-2,600	1,493	18,600	17,000	17,933	0,833
D9-D10	1,100	0,800	0,967	0,153	-2,200	-3,200	-2,700	0,500	21,100	20,400	20,867	0,404
D8-D9	0,000	-1,100	-0,400	0,608	-0,800	-4,100	-2,367	1,656	27,900	27,400	27,667	0,252
D7-D8	0,900	-1,200	-0,033	1,069	3,400	1,600	2,267	0,987	30,700	29,600	30,133	0,551
D6-D7	2,600	0,800	1,967	1,012	3,000	-0,600	1,233	1,801	23,700	21,900	22,600	0,964
D5-D6	-1,200	-1,800	-1,433	0,321	3,800	2,100	3,200	0,954	15,600	14,600	14,967	0,551
D4-D5	3,800	2,500	3,100	0,656	7,600	3,200	5,967	2,409	29,900	28,900	29,333	0,513
D3-D4	0,300	-0,400	0,067	0,404	8,100	4,400	6,267	1,850	25,300	24,200	24,633	0,586
D2-D3	1,300	0,400	0,933	0,473	11,200	9,400	10,500	0,964	27,900	27,700	27,800	0,100
D1-D2	1,700	0,000	0,833	0,850	10,200	7,400	9,233	1,589	21,400	20,200	20,667	0,643
C7-D1	0,500	-1,200	-0,467	0,874	10,800	8,200	9,800	1,400	21,800	20,500	21,100	0,656
C6-C7	0,000	-0,500	-0,167	0,289	5,500	3,800	4,900	0,954	15,300	14,000	14,867	0,751
C5-C6	0,700	0,000	0,400	0,361	0,000	0,000	0,000	0,000	8,000	7,700	7,867	0,153
C4-C5	-0,200	-1,200	-0,700	0,500	1,100	0,000	0,367	0,635	13,200	9,900	11,433	1,662

ANEXO C

Neste anexo, apresenta-se o resumo e o *poster* apresentados no “Física 2012”.

MÉTRICA VERTEBRAL: PROCESSAMENTO OPTIMIZADO DE IMAGEM

Gabriel, A.^{1,2}; Quaresma, C.^{3,4}; Vieira, P.^{1,2}

¹ Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa.

² Centro de Física Atómica, Faculdade de Ciências e Tecnologia, FCT, Universidade Nova de Lisboa.

³ Instituto Politécnico de Beja.

⁴ Centro de Física e Investigação Tecnológica (CEFITEC) – FCT/UNL.

a.gabriel@campus.fct.unl.pt

RESUMO

Este projecto dá continuidade ao desenvolvimento do Métrica Vertebral, equipamento semi-automático e não invasivo que detecta a posição 3D do vértice das apófises espinhosas (para análise da coluna vertebral) e cujo funcionamento depende de uma câmara de vídeo e de um díodo *laser*.

O projecto tem como objectivos encontrar um bom marcador para as apófises (com características específicas que possibilitem um processamento de imagem mais rápido) e definir um algoritmo que reconheça os pontos e guarde as suas coordenadas. Para tal, é necessário aplicar correcções de brilho, *thresholds* e operações de fecho e abertura optimizadas para processamentos mais rápidos.

Métrica Vertebral: Processamento Optimizado de Imagem



A. Gabriel^{1,2}, C. Quaresma^{3,4}, P. Vieira^{1,2}

¹ Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa

² Centro de Física Atómica, Faculdade de Ciências e Tecnologia, FCT, Universidade Nova de Lisboa

³ Departamento de Saúde, Instituto Politécnico de Beja

⁴ Centro de Física e Investigação Tecnológica (CEFITEC), Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa



email: a.gabriel@campus.fct.unl.pt, {q.claudia, pmv}@fct.unl.pt



Introdução

As raquialgias são um dos sintomas mais comuns actualmente, estimando-se que a origem de 80 a 90% destes problemas é devido a alterações biomecânicas da coluna vertebral. As técnicas utilizadas com maior frequência para analisar a coluna vertebral são as radiológicas, nomeadamente a radiografia, que são invasivas uma vez que utilizam radiação ionizante [1].

Neste projecto deu-se continuidade ao desenvolvimento do *Métrica Vertebral*, que é um sistema semi-automático e não invasivo com capacidade de identificar a posição espacial do vértice das apófises espinhosas, desde a primeira vértebra cervical até à primeira vértebra sacrada, na posição de pé. Apesar do hardware e parte do software já terem sido desenvolvidos, o sistema ainda não estava apto para ser aplicado em indivíduos. Com este projecto, pretendeu-se encontrar o melhor marcador e desenvolver algoritmos de processamento de imagem adequados ao novo marcador e que, simultaneamente, optimizem o processo de aquisição de dados.

Métrica Vertebral

O funcionamento deste equipamento depende de uma câmara de vídeo, de um diodo laser e de algoritmos de processamento de imagem.

- O processo inicia-se com a marcação da projecção cutânea do vértice das apófises espinhosas, com uma caneta dermatográfica hipolérgica.

- Através do processamento de imagem, os pontos marcados na pele são detectados e as suas coordenadas x e z são determinadas pelo software.



Figura 1: Representação do cálculo da coordenada y (distância antero-posterior).

- O hardware desloca-se de forma a sobrepor a marca do diodo laser à marca do primeiro ponto detectado.

- Satisfeita a condição anterior, a coordenada y é calculada com base em princípios de óptica geométrica e em relações trigonométricas.

- As três coordenadas espaciais do vértice da apófise espinhosa são guardadas

Melhor marcador: pré-requisitos

- Não pode sofrer um elevado espalhamento na pele para não prejudicar a detecção dos pontos.

- Tem que ser azul para contrastar com a pele (pigmentação vermelha) e com a marca do diodo laser (verde).

- Na componente azul da imagem RGB, tem que ficar mais intenso (brilhante) do que os restantes componentes; na componente verde, deve ficar neutro (semelhante à pele) para não prejudicar a detecção do laser.

- Depois de realizados múltiplos testes com várias tintas comerciais, verificou-se que o melhor marcador é um eyeliner azul: *™ Sephora Eyeliner 13*.

Conclusão

Os algoritmos desenvolvidos ainda estão em fase de testes, contudo, já é possível realizar aquisições na pele. Além disso, o tempo de aquisição foi melhorado uma vez que foi possível aumentar a velocidade ascendente para 4,62mm/s (anteriormente era igual a 3,44 mm/s). Com esta optimização, prevê-se que cada aquisição demore aproximadamente dois minutos após a marcação das apófises espinhosas.

Até ao momento, o sistema já foi testado em seis indivíduos (três aquisições em cada um deles), tendo-se obtido uma eficiência de detecção do vértice das apófises espinhosas de, aproximadamente, 96%.

O trabalho desenvolvido traduz-se num grande passo no desenvolvimento do *Métrica Vertebral* que, cada vez mais, demonstra a sua capacidade enquanto equipamento auxiliar de diagnóstico na área da saúde.

Referências Bibliográficas

[1] C. Quaresma, M. F. Secca, J. G. O'Neill, and J. Branco, "Development of a Mechanical Instrument to Evaluate Biomechanically the Spinal Column in Pregnant Women", in *BIODEVICES*, 2009, 310–313.

Um especial agradecimento à equipa da NGNS pelo apoio prestado ao longo da realização deste trabalho.

Algoritmos para detecção dos pontos e para detecção da marca do diodo laser

Os dois algoritmos assentam nos mesmos pressupostos, diferindo apenas em particularidades dos objectos a detectar. Para diminuir o tempo de processamento, as imagens são reduzidas.

Algoritmo de detecção dos pontos:

- Utiliza a componente azul da imagem RGB;

- Apenas tem em conta o que está acima da marca do laser.

Algoritmo de detecção da marca do diodo laser:

- Utiliza a componente verde da imagem RGB;

- Reduz a imagem em altura e largura, tendo em conta as coordenadas da posição anterior da marca do diodo laser.



Figura 2: Imagem captada pela câmara.

Etapas comuns na definição dos algoritmos:

- Utilização da respectiva componente da imagem RGB.

- Correção da iluminação da imagem anterior, com base na construção de um plano (que passa longe dos pontos e nas áreas mais críticas da imagem) e sua subtração à imagem.

- Binarização, aplicando um nível de threshold definido automaticamente.

- Aplicação de funções morfológicas de erosão e dilatação para diminuir os artefactos da imagem binarizada.

- Detecção dos objectos pretendidos com base na sua forma e dimensão.

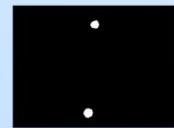


Figura 3: Resultado do algoritmo de detecção dos pontos.



Figura 4: Resultado do algoritmo de detecção da marca do diodo laser.