



MESTRADO EM ENGENHARIA DE SEGURANÇA E HIGIENE OCUPACIONAIS

Dissertação apresentada para obtenção do grau de Mestre
Engenharia de Segurança e Higiene Ocupacionais
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

ANÁLISE DE POSTURAS E DE MOVIMENTO COM RECURSO A UM MÉTODO DE ANÁLISE DE IMAGEM

Vítor Nuno Alves Cirne

Orientador: Professor Doutor Mário Augusto Pires Vaz (Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto)
Coorientador: Mestre Maria Eugénia Ribeiro de Castro Pinho (Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto)
Arguente: Professor Doutor Pedro Miguel Ferreira Martins Arezes (Universidade do Minho)
Presidente do Júri: Professor Doutor João Manuel Abreu dos Santos Baptista (Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto)



2013

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Rua Dr. Roberto Frias, s/n 4200-465 Porto PORTUGAL

VoIP/SIP: feup@fe.up.pt ISN: 3599*654

☎ Telephone: +351 22 508 14 00

☎ Fax: +351 22 508 14 40

🌐 URL: <http://www.fe.up.pt>

✉ Correio Electrónico: feup@fe.up.pt

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor Mário Vaz, orientador da presente dissertação, pelo importante contributo na escolha do tema, na definição da estrutura do trabalho e na consecução dos objetivos traçados;

À Mestre M^a Eugénia Pinho, coorientadora deste trabalho, pela manifesta preocupação e disponibilidade na procura de melhores soluções, consubstanciada em abundantes e pertinentes advertências, bem como sugestões de melhoria;

À Celeste, minha esposa, que sempre me apoiou em todos os momentos;

Aos meus pais, pela confiança e incentivo transmitidos;

Aos meus familiares, que estiveram diretamente envolvidos nas tarefas de produção e recolha de dados, e que sem eles não teria conseguido alcançar os objetivos propostos;

A todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a concretização deste trabalho.

RESUMO

O estudo da relação entre o trabalho e a saúde implica uma correta identificação dos fatores ocupacionais intervenientes, assim como os seus efeitos sobre os trabalhadores. Entre os vários fatores de risco ocupacionais tem significativa importância a exposição a posturas e movimentos potencialmente geradores de lesões músculo-esqueléticas.

Em função das características das atividades estudadas e dos objetivos pretendidos com a análise, podem ser empregues métodos distintos de análise de posturas e movimento. Uma série de características da atividade determinam a escolha do método de análise de postura/movimento, tais como a maior ou menor prevalência da componente dinâmica da postura, o grau de precisão requerido, a complexidade do sistema em estudo, entre outras variáveis.

Com o advento dos métodos de análise de imagem, a ergonomia, e mais concretamente a área da biomecânica, encontrou apoio em alguns destes métodos com o intuito de oferecer dados mais precisos para a avaliação do risco postural. Os métodos de análise de imagem utilizados em ergonomia são extremamente úteis em todo o processo de avaliação postural.

O propósito deste estudo é a avaliação de posturas/movimento com recurso a um programa informático gratuito de análise vídeo (Kinovea). Este programa permite a obtenção das variáveis cinemáticas (posições e velocidades) da postura/movimento, a partir das imagens captadas. Paralelamente, um grupo de observadores identificou os dados posturais através de observação direta apoiada em imagens. Posteriormente, já fora do ambiente laboral, as variáveis cinemáticas provenientes das duas fontes de leitura postural constituíram uma parte importante dos *inputs* para a avaliação do risco associado às posturas de trabalho. Esta avaliação foi realizada com recurso a um dos tradicionais métodos frequentemente utilizados para esse efeito, o REBA. Por último, foi efetuada a comparação dos resultados das duas avaliações e foram apresentados alguns dos pontos fortes e das fraquezas do programa informático utilizado no tratamento de imagem vídeo, no contexto da avaliação postural.

Embora sejam necessários mais estudos, o presente trabalho parece apontar para uma maior precisão dos parâmetros posturais obtidos através do Kinovea relativamente àqueles que são obtidos por observação direta. Os dados assim obtidos poderão permitir uma maior precisão na avaliação do risco associado às posturas de trabalho. Contudo, esta precisão poderá estar dependente da sensibilidade do método de avaliação do risco utilizado às variações dos dados posturais obtidos por diferentes métodos, já que as diferenças registadas entre os parâmetros posturais obtidos pelos dois métodos não parecem apresentar grandes reflexos ao nível da avaliação do risco, efetuada através do método REBA. Embora no âmbito deste trabalho não tenha sido possível fazê-lo, seria interessante analisar a sensibilidade de outros métodos de avaliação do risco às variações dos parâmetros posturais obtidos pelos dois métodos aqui utilizados.

Palavras-chave: avaliação de posturas, métodos de análise de posturas e de movimento, análise de imagem, Kinovea, REBA.

ABSTRACT

The study of the relationship between work and health implies a correct identification of occupational factors involved as well as their effects on workers. Among the several occupational risk factors the awkward postures exposure has great importance as a potential generator of musculoskeletal disorders.

Depending on the characteristics of the studied activities and the analysis goals, different methods of postural analysis may be used. The choice of the method for the postural analysis depends on various activity characteristics, such as the higher or lower prevalence of the dynamic component of the posture, the level of required accuracy, and the complexity of the studied system, among other variables.

With the emergence of methods for image analysis, ergonomics and more specifically the biomechanics area are relying on some of these methods in order to provide more accurate data for postural risk assessment. The methods for image analysis used in ergonomics are extremely helpful throughout the process of postural assessment.

This study aimed to assess postures/ motion by using a free software for video analysis (Kinovea). This software enabled to get the kinematic variables (position e velocity) of posture/ motion, from the captured image. Meanwhile, a group of observers identified the same postural data through direct observation supported on pictures. Later, in the laboratory, the collected data from both postural examination sources was an important part of the inputs in a traditional method for postures assessment, the REBA. Finally, the results of the two postural assessments were compared and some of the strengths and weaknesses of the computer program used in the processing of video image, in the scope of the postural assessment, was presented.

Although more studies are needed, the present work seems to indicate a higher accuracy of the postural parameters obtained through Kinovea than that that is evidenced by those obtained by direct observation. Data thus obtained may allow a more accurate assessment of risk associated with working postures. However, this accuracy may depend on the sensitivity of the risk assessment method used to the variations of the postural data obtained by different methods, since the differences among the postural parameters obtained by the two methods do not seem to have an important impact on the risk level obtained through REBA method. Although in this work has not been possible to do so, it would be interesting to study the sensitivity of other risk assessment methods to the variations of postural parameters obtained by the two methods herein used.

Keywords: pose estimation, methods for the analysis of postures and motion, image analysis, Kinovea, REBA.

ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Dados Estatísticos	1
1.2	Avaliação das Condições de Trabalho.....	2
2	ESTADO DA ARTE	3
2.1	Enquadramento e Conceitos Gerais	3
2.1.1	Postura	3
2.1.2	Porquê avaliar a postura?.....	3
2.2	Fatores de risco potenciadores de LMERT.....	4
2.3	Métodos de análise e avaliação postural.....	8
2.4	Imagem/ Vídeo na Avaliação Postural	15
2.4.1	Caraterísticas da Imagem Digital	15
2.4.2	Deteção e captação do movimento ou da postura.....	17
2.4.3	Processamento da imagem (vídeo).....	19
2.4.4	Produtos Informáticos	21
2.5	Biomecânica do movimento humano	25
2.5.1	Considerações gerais	25
2.5.2	Cinemática do movimento humano.....	30
2.5.3	Dinâmica linear do movimento humano	36
2.5.4	Dinâmica angular do movimento humano.....	39
2.6	Enquadramento Legal e Normativo	42
2.6.1	Legislação	42
2.6.2	Normas	44
3	OBJETIVOS, MATERIAIS E MÉTODOS.....	45
3.1	Objetivos da Dissertação	45
3.1.1	Objetivos gerais	45
3.1.2	Objetivos específicos.....	45
3.2	Materiais e Métodos.....	46
3.2.1	Apresentação do Objeto de Estudo.....	46
3.2.2	Meios humanos.....	46
3.2.3	Meios materiais	47
3.2.4	Metodologia de Ensaio e de Tratamento de Dados	49

3.2.5	Método de Avaliação Postural	52
4	TRATAMENTO E ANÁLISE DE DADOS	55
4.1	Extração de dados posturais	55
4.1.1	A partir de imagens editadas no Kinovea.....	55
4.1.2	A partir da observação direta apoiada em fotografias.....	60
4.2	Análise dos dados posturais.....	60
4.2.1	Adquiridos nas imagens editadas pelo Kinovea.....	60
4.2.2	Adquiridos a partir da observação direta apoiada em fotografias.....	63
4.2.3	Dados editados no Kinovea vs Dados provenientes da observação direta....	65
5	DISCUSSÃO	67
6	CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS	69
6.1	Conclusões.....	69
6.2	Perspetivas Futuras	71
7	BIBLIOGRAFIA	73
8	ANEXOS	81
8.1	Anexo A.....	81

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Proporção de doenças ocupacionais, EODS (2005).....	1
Figura 2 – Exemplo de tarefa sujeita a posturas inadequadas (NIOSH, 2009)	7
Figura 3 – Goniómetro tradicional (retirada de http://utilmedica.pt)	13
Figura 4 – Eletrogoniómetro (Sutherland, 2002).....	14
Figura 5 – Identificação dos <i>pixels</i> que compõem uma imagem digital (Wikipedia, 2013)16	
Figura 6 – Decomposição da luz num prisma (Wikipedia, 2013).....	16
Figura 7 – Princípio do sistema de cor RGB (Wikipedia, 2013).....	17
Figura 8 – Exemplos de modelos cinemáticos usados na análise do movimento humano de corpo inteiro – a) modelo de forma, b) modelo esqueletizado (Wang & Singh, 2003)	21
Figura 9 – Os planos e eixos anatómicos de referência (Hall, 2012)	26
Figura 10 – Principais movimentos do ombro segundo o plano sagital (Hall, 2012)	27
Figura 11 – Abdução e adução da perna no plano frontal (Hall, 2012)	28
Figura 12 – Movimentos de pronação e supinação do braço (Hall, 2012).....	28
Figura 13 – Movimentos de adução e abdução horizontais do braço (Hall, 2012).....	29
Figura 14 – Movimento circular do dedo indicador – caso especial de movimento (Hall, 2012).....	29
Figura 15 – Tipo de análise de movimento (citado por Godfrey et al., 2008; Greene & Roberts, 1999)	30
Figura 16 – Importância da <i>frame</i> de referência do movimento (Knudson, 2007).	32
Figura 17 – Exemplo de ângulo absoluto e de ângulo relativo (Knudson, 2007).	34
Figura 18 – Velocidade média angular na articulação do joelho (Knudson, 2007).	34
Figura 19 – Gráficos angulares cinemáticos relativos ao movimento de flexão e extensão do cotovelo (Knudson, 2007).	35
Figura 20 – Várias amplitudes para o braço do momento na articulação do cotovelo (Hall, 2012).....	40
Figura 21 – Elemento referencial para as variáveis cinemáticas.....	48
Figura 22 – Leitura das dimensões de referência em ambas as imagens	48
Figura 23 – Layout do KINOVEA	49
Figura 24 – Localização e disposição das câmaras no cenário de ensaio.....	49
Figura 25 – Posição relativa do operador e das câmaras no ensaio.....	50
Figura 26 – Localização dos marcadores no corpo do operador	50
Figura 27 – Sincronização dos registos vídeo (as 2 câmaras registam o mesmo instante) .	51
Figura 28 – União dos pontos articulares (postura segundo o plano sagital).....	51
Figura 29 – Sistema de pontuação do método REBA (adaptado de McAtamney & Hignett, 2000).....	52
Figura 30 – Leitura das flexões absolutas do tronco e do pescoço.....	55

Figura 31 – Leitura do ângulo entre a coxa e a perna (180° - ângulo de flexão da perna)..	56
Figura 32 – Posições do braço e do antebraço direitos (ambos apresentam flexões)	56
Figura 33 – Alinhamento do pulso (praticamente alinhado).....	57
Figura 34 – Movimentos de rotação e translação ao nível da anca.....	58
Figura 35 – Movimento de rotação e translação ao nível dos ombros.....	58
Figura 36 – Velocidade composta de um ponto sobre um ombro.....	59
Figura 37 – Quadro de análise da postura do pescoço, do tronco e das pernas	61
Figura 38 – Quadro de análise da postura dos braços e dos pulsos	62
Figura 39 – Dados estatísticos das leituras por observação direta	64
Figura 40 – Proporção das pontuações REBA obtidas por observação direta.....	64
Figura 41 – Comparação entre dados obtidos por meio do Kinovea e dados apurados por observação direta.....	65

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Componentes associados a tarefas de manipulação: Conceito “Sistémico” trabalhador-tarefa-ambiente (adaptado de Ayoub & Mital, 1989).....	5
Tabela 2 – Fatores de risco de LMERT propostos pela EU-OSHA (2013)	6
Tabela 3 – Técnicas observacionais para avaliação do esforço físico no trabalho (adaptado de Li & Buckle, 1999)	11
Tabela 4 – Métodos observacionais suportados por vídeo e computador (adaptado de Li & Buckle, 1999)	13
Tabela 5 – Propriedades dos produtos informáticos a nível de algoritmos e procedimentos (adaptado de Tavares & Sousa, 2006).....	22
Tabela 6 – Restrições dos vários produtos informáticos, (adaptado de Tavares & Sousa, 2006).....	24
Tabela 7 – Conjunto de diplomas legais relacionados com a segurança e higiene no trabalho	43
Tabela 8 – Especificações técnicas das câmaras utilizadas no ensaio.....	47
Tabela 9 – Especificações técnicas da roçadora motorizada.....	47
Tabela 10 – Níveis de ação do método REBA (adaptado de McAtamney & Hignett, 2000)	53
Tabela 11 – Compilação dos dados dimensionais relevantes (vista lateral).....	57
Tabela 12 – Caracterização da postura do operador - roçador	59
Tabela 13 – Dados posturais angulares obtidos por observação direta	60
Tabela 14 – Pontuação da tabela A (combinação das posturas do pescoço, tronco e pernas)	61
Tabela 15 – Pontuação da tabela B (combinação das posturas do braço, antebraço e pulso)	62
Tabela 16 – Pontuação da tabela C (combinação das pontuações A e B).....	63

ÍNDICE DE EQUAÇÕES

Equação 1 - Velocidade escalar	32
Equação 2 – Velocidade vetorial	32
Equação 3 – Aceleração escalar	33
Equação 4 – Velocidade angular	34
Equação 5 – Energia cinética linear	38
Equação 6 – Energia cinética angular ou de rotação	38
Equação 7 – Energia potencial gravitacional	38
Equação 8 – Trabalho mecânico.....	39
Equação 9 – Potência mecânica.....	39
Equação 10 – Momento de uma força	40
Equação 11 – Momento de inércia de um corpo rígido.....	41

GLOSSÁRIO

EODS – *European Statistics on Occupational Diseases*

EUROFOUND – *EU's European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions*

EU-OSHA – *European agency for safety and health at work*

EU-27 – *27 member states of the European Union*

HSE – *Health & Safety Executive*

IR - *Infrared light (electromagnetic radiation)*

LMERT – *Lesões Músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho*

Mi – *Momento de Inércia*

OHSCO – *Occupational Health and Safety Council of Ontario*

OWAS – *Ovako working Posture Analysing System*

QEC – *Quick Exposure Check for work-related musculoskeletal risks*

REBA – *Rapid Entire Body Assessment*

RMS – *Root mean square* – (medida estatística da magnitude de uma grandeza)

RULA – *Rapid Upper Limb Assessment*

SPQ – *Sistema Português da Qualidade*

1 INTRODUÇÃO

O grupo de doenças conhecido como lesões músculo-esqueléticas representa uma grande preocupação dos profissionais das áreas da saúde e segurança do trabalho. Este grupo de doenças tem forte associação com posturas inadequadas, aplicação de forças e outros fatores de risco potenciadores deste tipo de lesões.

As dores, o desconforto e a perda de funcionalidade da região dorso-lombar, da região cervical e dos membros superiores e inferiores são exemplos de lesões músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho (LMERT), que afetam frequentemente os trabalhadores (EUROFOUND, 2007).

1.1 Dados Estatísticos

As estatísticas das doenças profissionais ditam que as lesões músculo-esqueléticas resultantes de múltiplos fatores, tais como posturas inadequadas, movimentos repetitivos e movimentação de cargas, encabeçam a lista de doenças ocupacionais.

Segundo a Agência Europeia para Segurança e Saúde no Trabalho (2010), dos 27 Estados-membros (EU-27) da União Europeia, 24,7% dos trabalhadores queixam-se de dores de costas, 22,8% de dores musculares, 45,5% referem que trabalham em posições dolorosas ou cansativas, enquanto 35% têm necessidade de lidar com cargas pesadas no seu posto de trabalho. De acordo com os números de EODS (2005), de 12 Estados-membro, sobre doenças profissionais reconhecidas, as lesões músculo-esqueléticas são também a mais comum das doenças ocupacionais, representando mais de 38% do total das doenças ocupacionais, conforme se pode verificar na figura 1.

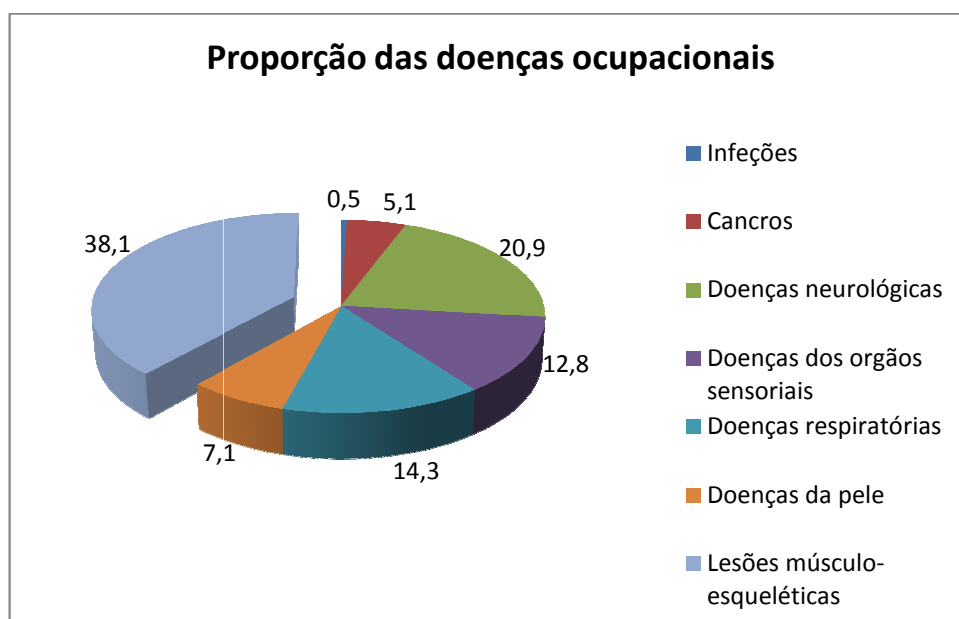


Figura 1 – Proporção de doenças ocupacionais, EODS (2005)

1.2 Avaliação das Condições de Trabalho

Face à ampla incidência de lesões músculo-esqueléticas ocupacionais impõe-se a necessidade de avaliar as condições de trabalho e criar novas soluções mais eficientes a nível ergonómico.

Os tradicionais métodos de avaliação postural (REBA, RULA, OWAS, ...) sendo métodos observacionais apresentam níveis de precisão relativamente baixos, muito embora apresentem uma boa relação custo – qualidade dos dados obtidos. A necessidade de melhorar a precisão das avaliações posturais conduziu ao aparecimento de novos métodos de aquisição de dados biomecânicos.

O aparecimento das máquinas digitais de vídeo, com atributos de precisão, velocidade e frequência nunca antes verificados, abriram as portas à sua aplicação no domínio da ergonomia, mais concretamente na análise biomecânica (posição e movimento). A captação de imagem vídeo é, assim, a primeira fase de um processo de análise de posturas e movimentos.

A imagem digital é um meio poderoso e muito acessível nos dias de hoje que permite realizar a análise de posturas/ movimento de forma rigorosa. Esta tem a particularidade de poder ser arquivada, com todas as vantagens que daí advêm (ex.: escolha do melhor local e momento para o tratamento, possibilidade de consulta constante).

Deste modo, tendo em conta o atual conhecimento de inúmeros meios suscetíveis de contribuir para a monitorização e avaliação das condições de trabalho, parece interessante a hipótese da criação de sinergias entre estes. Isto poderá de algum modo potenciar o conhecimento das reais condições de trabalho assegurando, naturalmente, pontos de partida mais fiáveis para a criação de soluções de trabalho “perfeitas”.

2 ESTADO DA ARTE

2.1 Enquadramento e Conceitos Gerais

2.1.1 Postura

“A postura é uma posição ou atitude do corpo, um arranjo relativo das partes do corpo para uma atividade específica, ou uma maneira característica de alguém sustentar o corpo” (Kisner, 1992).

Segundo Kendall et al. (1995) e Knoplich (1986), a boa postura é o estado de equilíbrio muscular e esquelético que protege as estruturas do corpo contra lesões ou deformidades progressivas independentemente da posição (por exemplo: ereta, deitada ou inclinada) em que essas estruturas estão a trabalhar ou a descansar. Sob tais condições, os músculos trabalham mais eficientemente e os órgãos torácicos e abdominais assumem posições ideais.

“A postura correta é a posição na qual uma tensão mínima é imposta sobre cada articulação” (Magee, 1992) e, de acordo com outro autor, “O indivíduo tem boa postura quando nela se mantém sem dificuldades por um longo período de tempo e sem sentir desconforto” (Cailliet, 1988)

Por seu turno, Palmer and Epler (2000) entendem que a postura correta consiste no alinhamento do corpo com eficiências fisiológicas e biomecânicas máximas, o que minimiza as tensões e as sobrecargas sofridas no sistema de apoio pelos efeitos da gravidade”.

Ainda de acordo com Kendall et al. (1995) e Knoplich (1986), uma má postura resulta numa relação defeituosa entre as várias partes do corpo que produz maior tensão nas estruturas de apoio, e onde ocorre um equilíbrio menos eficiente do corpo sobre a base.

Segundo Ascher (1976), fatores intrínsecos e extrínsecos podem influenciar a postura do indivíduo. São eles: hereditariedade, meio ambiente, condições físicas, alterações fisiológicas que acontecem durante o crescimento e o desenvolvimento, além de processos alérgicos e algumas patologias (citado por Penha, 2005).

2.1.2 Porquê avaliar a postura?

Na UE-27, cerca de 25% dos trabalhadores queixam-se de lombalgias e cerca de 23% de dores musculares. Portanto, as LMERT são o problema de saúde relacionado com o trabalho mais frequentemente notificado (EUROFOUND, 2007). Estas lesões são motivo de grande preocupação: afetam a saúde dos trabalhadores a nível individual e aumentam os custos empresariais e sociais das empresas e dos países europeus (OSHA, 2008).

As lesões músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho têm sido associadas a inúmeros fatores de risco ocupacionais, incluindo os fatores de carga de trabalho físico tais como a força, a postura, o movimento e a exposição a vibrações mecânicas. O nível de

exposição à carga de trabalho físico pode ser avaliado quanto à intensidade ou magnitude, à frequência e à duração (Li & Buckle, 1999).

Nos trabalhos físicos, as lesões e doenças a nível articular, muscular e dos ossos representam mais de 34% de todas as lesões que resultam em dias de trabalho perdidos (OSHA, 1999).

A relação entre más posturas de trabalho e o risco de lesões músculo-esqueléticas tem sido amplamente estudado. Van Wely (1970), por exemplo, discutiu a relação entre posturas inadequadas de trabalho e as zonas prováveis de dor, enquanto Armstrong et al. (1993) relataram uma ampla revisão de estudos epidemiológicos que estudam a relação entre posturas de trabalho e doenças músculo-esqueléticas (citado por Kee & Karwowski, 2001). Maus projetos de máquinas, de ferramentas, de mobiliário e de outros equipamentos, de um ponto de vista ergonómico, têm uma enorme influência na saúde dos trabalhadores. Para melhorar esta situação é necessário mais empenho das ciências humanas e de engenharia (Van Wely, 1970). Assim, é imperioso criar mecanismos de avaliação das posturas adotadas pelos trabalhadores, na medida em que estas têm forte contributo para a ocorrência de lesões.

Existem estudos que demonstram, também, uma redução significativa de custos quando as empresas ou instituições são objeto de intervenções de combate às LMERT. Um destes estudos teve lugar no Reino Unido no setor hospitalar. As tarefas executadas pelos trabalhadores da lavandaria de um grande hospital expunham-nos ao risco de contraírem lesões sacro lombares e nos ombros. As tarefas em causa incluíam um misto de posturas penosas em que os trabalhadores eram obrigados a inclinar excessivamente o corpo para a frente, para levantar a roupa seca e molhada, que combinavam a aplicação de força e trabalho em posturas forçadas (HSE, 2006).

As alterações ergonómicas efetuadas (por exemplo: aumento do número de carrinhos, uso de carrinhos dotados de sistema com mola para disponibilizar a carga a uma altura constante independentemente do peso desta, separar a roupa enquanto esta está seca ao invés de molhada, compra de um novo secador para permitir a manutenção da produção tendo em conta outras alterações introduzidas na rotação de trabalho) estiveram na origem de uma redução de 62% das baixas por doença, de um aumento de 12% na produtividade, de uma redução de 20% nos pagamentos por horas extraordinárias, além de que melhorou o moral do pessoal.

O custo total da intervenção cifrou-se em 29 030 libras inglesas; pressupondo que a duração do projeto seria de três anos a partir da data da intervenção, os lucros brutos da intervenção ascenderam a 209 739 libras inglesas, ao longo de um período de retorno de 4,38 meses (HSE, 2006).

2.2 Fatores de risco potenciadores de LMERT

Os primeiros estudos relativos à associação entre as LMERT e os respetivos fatores de risco tinham em consideração maioritariamente os fatores ocupacionais (esforço físico, repetitividade de gestos, posturas adotadas) e outros fatores tal como a idade, a antiguidade, o género, os hábitos desportivos e de tabagismo, entre outros. O papel

desempenhado pelos esforços, repetitividade e posturas é agora bem conhecido, e a maioria dos autores concorda que estes são os fatores de risco biomecânicos a ter em conta para a prevenção no local de trabalho (Malchaire et al., 2001).

Há pouco mais de duas décadas é que os investigadores se começaram a interessar por alguns fatores psico-organizacionais e de stresse e também, em alguns casos, sobre as características psicológicas (principalmente personalidade e comportamento) dos próprios trabalhadores.

Os fatores psico-organizacionais são definidos como perceções subjetivas dos trabalhadores dos fatores organizacionais, que por sua vez são aspetos objetivos de como o trabalho é organizado e realizado (Hagberg et al., 1995).

O stresse ocorre quando o trabalhador não é capaz de satisfazer as exigências do trabalho (Bongers et al., 1993) e pode levar a efeitos adversos na saúde (hipertensão, disfunção do sono e problemas gastrointestinais) e ao desenvolvimento e/ou persistência de LMERT (Sauter & Swanson, 1996; Smith & Carayon, 1996).

Numa extensa revisão da literatura no domínio dos fatores psico-organizacionais e de personalidade associados a LMERT das costas e pescoço, Bongers et al. (1993) concluíram que o trabalho monótono, elevadas cargas de trabalho, pressão do tempo, falta de controlo e de apoio social foram associados a LMERT. Posteriormente numa revisão sobre LMERT nas costas e membros superiores (Bernard, 1997) chegou a conclusões similares.

A maioria dos autores tem tendência para agrupar os fatores de risco de LME de acordo com a sua natureza, como por exemplo fatores relacionados com a própria tarefa, fatores relacionados com o ambiente, fatores relacionados com a organização do trabalho e fatores relacionados com o próprio indivíduo. Há autores que incluem os fatores ambientais ou os organizacionais nos fatores relacionados com a tarefa pelo facto de os considerarem como uma parte integrante da própria tarefa. Na Tabela 1 é apresentado um exemplo de sistematização de fatores de risco, segundo (Ayoub & Mital, 1989).

A abordagem de Ayoub and Mital (1989) assenta numa estruturação em três categorias (trabalhador, tarefa e ambiente) designadas por componentes.

Tabela 1 – Componentes associados a tarefas de manipulação: Conceito “Sistémico” trabalhador-tarefa-ambiente (adaptado de Ayoub & Mital, 1989)

Componente “O trabalhador”	Componente “A tarefa”	Componente “O ambiente”
Idade	Frequência	Temperatura e humidade
Sexo	Duração	Ruído
Peso Corporal	Dimensões do objeto	Iluminação
Antropometria e robustez	Forma dos objetos	Vibrações
Resistência estática e dinâmica	Qualidade da pega	Altitude
Força	Peso do objeto/ força exercida	
Treino/ experiência	Estabilidade da carga	
Forma física	Distância vertical percorrida	
Fatores psicológicos	Geometria do local de trabalho	
	Distância percorrida em tração/ declive	
	Postura/ técnica	
	Transporte/elevação assimétrica	

A agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho (EU-OSHA) propõe uma outra abordagem para a sistematização dos fatores de risco de LME, que é apresentada na Tabela 2.

Tabela 2 – Fatores de risco de LMERT propostos pela EU-OSHA (2013)

Fatores Físicos	Fatores Organizacionais e Psicosociais	Fatores Pessoais
Utilização de força	Trabalho muito exigente	Antecedentes clínicos
Movimentos repetitivos	Falta de controlo sobre o trabalho	Capacidade física
Posturas incorretas e estáticas	Pouca satisfação com o trabalho	Idade
Pressão por contacto	Trabalho repetitivo	Tabagismo
Vibração	Ritmo de trabalho acelerado	Obesidade
Baixas temperaturas	Pressão relativa ao ritmo de execução das tarefas	
	Falta de apoio por parte dos colegas e das chefias	

Em virtude do âmbito deste trabalho se centrar na avaliação postural é consagrada uma maior atenção a alguns dos fatores físicos, considerados nos mais conhecidos métodos de avaliação postural.

Os principais potenciadores de LMERT são: a força, as posturas incómodas ou estáticas, e as repetições (OHSCO, 2007). De seguida é apresentada uma definição destes fatores de risco de LMERT, pois estes devem ser, primeiramente, definidos e identificados e depois ponderados.

Força

Esta indica a quantidade de esforço dos músculos, e a quantidade de pressão sobre as partes do corpo, como resultado das exigências dos diferentes trabalhos. Todas as tarefas obrigam os trabalhadores a fazerem uso dos músculos para exercer algum nível de força. Contudo, quando a tarefa requer que o trabalhador exerça um nível de força que seja demasiado elevado para qualquer músculo em particular, pode danificar o músculo ou os tendões envolvidos, as articulações e outros tecidos moles. Este dano pode ocorrer de um único movimento ou ação que requer que os músculos gerem um muito elevado nível de força. Contudo, mais frequentemente, o dano ocorre quando os músculos geram níveis de força de moderados a altos repetidamente, por longos períodos de tempo, e/ou enquanto o corpo assume uma postura desajustada (OHSCO, 2007).

Algumas tarefas conduzem a elevados esforços nas diferentes partes do corpo. Por exemplo: a elevação de uma carga pesada que se situa longe do corpo aumenta a pressão (força de compressão) nos discos intervertebrais e vertebras na parte inferior das costas. Isto pode, potencialmente, causar danos tanto nos discos como nas vértebras (OHSCO, 2007).

Outra causa de aplicação de força no corpo que pode ser potencialmente geradora de danos surge do trabalho com ferramentas manuais que têm arestas duras e cortantes, descansar os braços sobre as arestas duras duma secretária, etc. Esta força pode comprimir os tendões, músculos, vasos sanguíneos e nervos subcutâneos, o que pode danificar os tecidos (OHSCO, 2007).

Considera-se força elevada ao nível do membro superior, a manipulação de pesos (ou cargas) de mais de 4 Kg (Buckle & Devereux, 2002; Serranheira et al., 2005).

Os fatores a ter em conta na análise da força, para além da sua intensidade, incluem (OHSCO, 2007):

- A duração da aplicação da força;
- O número de vezes que é exercida a força num determinado período (frequência);
- A postura adotada aquando da aplicação da força.

Posturas Fixas e Inadequadas

Uma boa postura ou uma postura “neutra”, para a maioria das articulações, significa que estas são utilizadas aproximadamente no centro da gama completa de movimento.

Quanto mais as articulações se aproximam do limite da sua amplitude de movimento, ou mais distam da postura neutra, mais desfavorável e inábil se torna e tanto mais tensão é imposta aos músculos, tendões e ligamentos em torno da articulação. A figura 2 mostra um exemplo de tarefa onde existe um desvio significativo da postura neutra (Torma-Krajewsky et al., 2009). Quando os braços estão totalmente estendidos, as articulações do cotovelo e ombro estão no limite da sua amplitude de movimento. Caso o trabalhador puxe ou levante repetidamente nesta posição existe um elevado risco de lesões (OHSCO, 2007)



Figura 2 – Exemplo de tarefa sujeita a posturas inadequadas (NIOSH, 2009)

A postura é considerada um fator de risco quando ultrapassa, pelo menos, metade da amplitude de movimento da articulação envolvida na atividade (amplitude articular) e quando é praticada durante um período considerável do dia de trabalho, habitualmente por mais de 2 horas num período diário de trabalho de 8 horas (citado por Serranheira et al., 2005; Sluiter et al., 2001).

Com posturas fixas e inadequadas, é importante considerar (OHSCO, 2007):

- Durante quanto tempo necessitam os trabalhadores de manter uma postura específica (postura fixa);

- O número de vezes por período de tempo (frequência) a realizar uma postura incômoda;
- A intensidade da força que é exercida quando há lugar a uma postura incômoda.

Repetição

O risco de desenvolver uma LMERT aumenta quando as mesmas partes do corpo são utilizadas repetidamente, com poucas pausas para descanso ou oportunidades para tal. Tarefas altamente repetitivas podem levar a fadiga, danos nos tecidos, e, eventualmente, dor e desconforto. Isto pode ocorrer mesmo se o nível de força for baixo e as posturas de trabalho não forem muito incômodas (OHSCO, 2007).

A existência de repetitividade é considerada sempre que existe a realização de movimentos idênticos, executados mais de duas a quatro vezes por minuto, em ciclos de trabalho de duração inferior a trinta minutos ou durante mais de quatro horas, no total de um dia de trabalho (Serranheira et al., 2005).

Com tarefas repetitivas, não só é importante considerar o quão repetitivas elas são, mas também (OHSCO, 2007):

- O tempo que o trabalhador leva a realizar a tarefa;
- A postura requerida;
- A intensidade de força empregue.

2.3 Métodos de análise e avaliação postural

Desde o século XVII que os métodos se tornaram disponíveis para registo de posturas humanas (Corlett et al., 1979).

Os métodos disponíveis para avaliar a exposição ao risco de lesões músculo-esqueléticas em ambiente laboral, ou identificação de trabalhos potencialmente perigosos, ou fatores de risco no trabalho, são muito variados (Li & Buckle, 1999).

A vasta gama de métodos de avaliação concorre nas seguintes três categorias principais (Winkel & Mathiassen, 1994):

- Autorrelatos;
- Métodos observacionais;
- Medições diretas.

Mais tarde, David (2005) refere uma divisão dos métodos de avaliação postural algo semelhante.

- **AUTORRELATOS**

A primeira categoria de métodos de avaliação (autorrelatos) inclui diários escritos pelos trabalhadores, entrevistas e questionários de autopreenchimento (David, 2005). Mais recentemente a autoavaliação também é conseguida através de filmes de vídeo (Kadefors & Forsman, 2000) ou questionários na internet (Dane et al., 2002; David, 2005). Todos estes métodos têm a vantagem de serem de aplicação simples, adequados a diversas

situações de trabalho e apropriados para o estudo de um grande número de pessoas a um custo relativamente baixo. Para estes métodos são requeridas grandes amostras da população em estudo para que exista a garantia de representatividade da amostra relativamente à população total estudada. São métodos que permitem, em pouco tempo, a obtenção de uma avaliação simples e concisa dos sintomas das LMERT e estabelecer relações com fatores ligados, ou não, ao trabalho (Spielholz et al., 1999).

Um aspeto negativo está associado ao facto da informação resultante poder ser, potencialmente, menos fiável e mais facilmente influenciada por fatores ambientais e pessoais (Bao et al., 2006). David (2005) afiança que o maior problema está na perceção dos trabalhadores quanto àquilo a que estão expostos, pois esta perceção carece de precisão e é ambígua (David, 2005).

Numa revisão bibliográfica sobre fatores associados a problemas músculo-esqueléticos em estudos epidemiológicos, Malchaire et al. (2001) concluíram que na maioria dos estudos baseados em queixas músculo-esqueléticas tinha sido utilizado o mesmo questionário, o *Standardized Nordic Questionnaire* da autoria de Kuorinka et al. (1987). No entanto, os mesmos autores referem que o grau de fiabilidade dos dados pode variar consoante o questionário tenha sido autoadministrado ou administrado durante uma entrevista. Uma das diferenças entre estes dois tipos de administração está no facto da autoadministração implicar uma taxa de resposta menor e haver suspeitas de que aqueles que respondem possam representar uma amostra tendenciosa (Malchaire et al., 2001).

Embora os questionários sejam considerados o meio de recolha de informação associado a uma menor precisão (Spielholz et al., 2001), a utilização dos mesmos é muito útil em pesquisas epidemiológicas, permitindo uma recolha de informação mais alargada, com um baixo custo, incluindo variáveis sociodemográficas e variáveis comportamentais que ajudam a caracterizar melhor as LMERT (Spielholz et al., 2001).

• MÉTODOS OBSERVACIONAIS

Os métodos observacionais são vistos como a melhor solução para a avaliação da exposição individual ao risco em estudos epidemiológicos de grande escala (Bao et al., 2006) e vão de simples métodos baseados em papel e lápis a métodos avançados, com recurso a computador e gravação de vídeo.

Os métodos observacionais mais simples foram desenvolvidos para se fazerem registos sistemáticos da exposição a fatores de risco no posto de trabalho, sendo que essa avaliação deve ser feita por um observador e registada em folhas-padrão. O número de fatores de risco avaliados por estes métodos é variável. Alguns apenas permitem avaliar a postura de vários segmentos corporais, mas a maior parte deles permite, também, avaliar fatores críticos de exposição física como, por exemplo, a força aplicada (David, 2005).

Um certo número de métodos permite determinar índices globais ou pontuações para combinações de fatores de exposição com o objetivo de prescrever limites de exposição aceitáveis para os trabalhadores, ou, pelo menos, estabelecer prioridades de intervenção através de um conjunto de tarefas. Os dados epidemiológicos, sobre os quais estes sistemas de pontuação se alicerçam, são limitados, em particular, quanto à forma como devem ser ponderados os diferentes fatores, ou quanto à quantificação das interações entre fatores. Deste modo, os sistemas de pontuação são, em grande parte, hipotéticos (David, 2005).

São métodos fáceis de utilizar em diversos tipos de postos de trabalho, onde seria difícil com outros métodos de observação dos trabalhadores, devido à perturbação causada (citado por David, 2005; van der Beek & Frings-Dresen, 1998). Graças ao procedimento de registo intermitente, a principal desvantagem destes métodos prende-se com a falta de precisão, o que os torna pouco fiáveis (Burdorf, 1992). Adicionalmente estes métodos apresentam a desvantagem inerente à dependência da variabilidade de exposição em relação à duração e frequência de medição, bem como da escolha da estratégia de medição da exposição (ex.: estratégia de medida baseada num grupo ou individual). Estudos realizados provaram que os registos posturais obtidos por um simples método observacional direto não são válidos para tarefas de movimentação manual de cargas (citado por Li & Buckle, 1999).

Similarmente, Burdorf (1992) também sustentou que os métodos observacionais apresentam limitações em trabalhos predominantemente dinâmicos; são menos reprodutíveis em situações de trabalho dinâmico, e estão sujeitos à variabilidade de análise entre observadores ou entre observações (citado por Li & Buckle, 1999).

Assim, as vantagens e limitações das técnicas/métodos de observação com base em “caneta e papel” restringiram o uso da maioria destes métodos quase exclusivamente à análise do trabalho estático, ou com forte componente de carga estática, onde as posturas corporais são mantidas por longos períodos de tempo, ou o movimento do corpo segue um padrão simples que é repetido durante o trabalho. Contudo, existem alguns métodos que foram desenvolvidos para gravar o movimento do corpo, com ênfase especial para certos segmentos do corpo (Li & Buckle, 1999).

Na tabela 3 é possível ver um conjunto de técnicas observacionais comumente utilizadas na avaliação do esforço físico no trabalho.

Além dos métodos observacionais simples, existem outros mais complexos, denominados de técnicas/métodos avançados. São técnicas/métodos desenvolvidos para a avaliação da variação postural em atividades predominantemente dinâmicas (David, 2005).

Cada um destes métodos regista os dados através de vídeo ou por meio de computador, os quais, posteriormente, são analisados de modo objetivo através da utilização de programas informáticos apropriados. As variações posturais dos trabalhadores são gravadas em tempo real por um período de tempo representativo, e vários segmentos articulares podem ser analisados em simultâneo. Os valores de variáveis, tais como amplitude do movimento, variações angulares, velocidades e acelerações, podem ser determinados (David, 2005).

A análise pode incluir o uso de modelos biomecânicos que representam o corpo humano como um conjunto de ligações numa cadeia cinemática e usar dados antropométricos, posturais e de carga manual para calcular momentos e forças entre segmentos corporais. Estes variam em complexidade, de modelos bidimensionais estáticos até modelos tridimensionais dinâmicos (Li & Buckle, 1999).

As técnicas observacionais podem ser apoiadas por meios de registo de imagem e respetivo tratamento. Nos últimos anos têm sido desenvolvidas algumas técnicas, tais como ARBAN (Holzmann, 1982), TRAC (Frings-Dresen & Kuijer, 1995), HARBO (Wiktorin et al., 1995), PEO (Fransson-Hall et al., 1995; Keyserling, 1986; Yen & Radwin, 1995).

Tabela 3 – Técnicas observacionais para avaliação do esforço físico no trabalho (adaptado de Li & Buckle, 1999)

Técnicas	Características básicas	Campo de aplicação
Posturegrama (Priel, 1974)	As posturas corporais são divididas em categorias e registadas por amostras de tempo em cartões através de numeração.	Avaliação postural de corpo inteiro em tarefas estáticas
OWAS (Karhu et al., 1977)	As posturas são divididas em categorias através de numeração, incluindo a força, tempo de amostragem; tem categorias de ação.	Análise postural de corpo inteiro
Posture Targetting (Corlett et al., 1979)	As posturas são assinaladas simultaneamente com ângulos e direções em tempo de amostragem das atividades de trabalho	Registo da postura de corpo inteiro para tarefas estáticas
Posture Recording (Gil & Tunes, 1989)	Divisão em categorias dos ângulos das posturas corporais e a frequência de ocorrência; tempo de amostragem	Registo de posturas de corpo inteiro para tarefas sentado
RULA (McAtamney & Corlett, 1993)	Divisão em categorias de postura corporal através de números codificados, incluindo força e atividades musculares, com categorias de ação	Avaliação dos membros superiores
HAMA (Christmansson, 1994)	Registo de tipos de movimento, preensão, pressão, posição das mãos e características das cargas manipuladas; os dados estão relacionados com as atividades de trabalho	Avaliação dos membros superiores
PLIBEL (Kemmlert, 1995)	Lista de verificação com questões para diferentes zonas do corpo	Identificação de fatores de risco
REBA (Hignett & McAtamney, 2000)	Pontuação das posturas corporais, estimativa da carga, com níveis de ação	Avaliação do risco de corpo inteiro para tarefas não sedentárias
QEC (Li & Buckle, 1998)	Estimar níveis de exposição a posturas corporais, repetição do movimento, força/ carga e duração da tarefa para diferentes zonas do corpo, com uma tabela de pontuação hipotética para as suas interações	Avaliar a mudança na exposição para tarefas estáticas e dinâmicas

Estes sistemas de registo de posturas de trabalho e atividades permitem uma análise *in loco* desde que disponham de um computador ou, caso contrário, poderão recorrer a uma posterior análise informática, dos registos de vídeo. Podem ser tomadas duas opções para a observação: amostra de tempo ou tempo real (simulado). As vantagens destes sistemas têm a ver com a capacidade de obter posturas em tempo real sem a presença do observador - o observador é confrontado, muitas vezes, com limitações inerentes ao melhor posicionamento de observação. Contudo, a análise das gravações requer um analista bem treinado de modo a caracterizar as posturas de trabalho corretamente (Li & Buckle, 1999).

Além disso, caso se pretenda informação postural em detalhe é necessário bastante tempo para analisar os dados. Em situações reais de trabalho, a posição da câmara em relação ao operador pode ser continuamente mudada devido ao movimento do operador, portanto, os ângulos de posturas observados na gravação vídeo pode não ser a mesma do que na situação real de trabalho. Vários artigos têm demonstrado a dificuldade dos analistas em obter os melhores ângulos de filmagem. Também, os critérios para classificação da postura ou atividade de trabalho parecem ser mal definidos em alguns destes métodos de observação, resultando em dificuldades na comparação entre diferentes estudos (Li & Buckle, 1999).

São inúmeros os sistemas 2D ou 3D de gravação e análise de movimento que estão disponíveis no mercado e a descrição ou a aplicação destes sistemas é amplamente divulgado. Como exemplos destes sistemas tem-se o The Observer (Noldus, 1991), o VICON (Jarrett et al., 1974) e o APAS (Ariel Dynamics Inc., San Diego, USA). Estes sistemas gravam as posturas e os movimentos em planos de duas ou três dimensões através de um sistema de vídeo - gravação. O tratamento dos dados gravados pode ser realizado num computador de forma automática/semiautomática ou manualmente, procedendo neste caso, à análise e digitalização das gravações vídeo para obtenção de amplitudes de movimento, variações angulares, velocidades e acelerações (Li & Buckle, 1999).

As vantagens dos sistemas de análise de movimento, 2D ou 3D, relativamente aos demais métodos observacionais de medição têm que ver com a possibilidade de serem gravados simultaneamente vários movimentos de articulações para diferentes trabalhos. A análise de dados é simplificada com a ajuda de um programa informático sofisticado, e os dados gravados podem ser relacionados com atividades particulares (Li & Buckle, 1999).

Como possíveis limitações, estes métodos são mais caros do que os observacionais simples, são mais exigentes a nível técnico e podem ser muito morosos para aplicar na prática, pelo que são mais adequados ao registo e análise de tarefas simuladas, do que à realização da avaliação no local de trabalho (David, 2005).

A digitalização da imagem pode ser muito demorada, e os marcadores ou posições das articulações do corpo podem ser bloqueados ou encobertos por segmentos do corpo ou objetos manipulados, aumentando as dificuldades para a digitalização das imagens, particularmente em análise 3D (Li & Buckle, 1999).

Em geral, quase todos os métodos de observação valorizam as posturas de trabalho/movimentos, com a adição de outros fatores, como a força e duração da tarefa. Embora algumas das desvantagens das técnicas de observação tenham sido amplamente reconhecidas, como os problemas com o consumo de tempo (Punnett & Keyserling, 1987) e a fiabilidade (Burdorf, 1992), tem sido referido que os métodos de observação para avaliar a exposição física têm um lugar privilegiado nos estudos epidemiológicos de doenças músculo-esqueléticas (Kilbom, 1994); (citado por Li & Buckle, 1999).

Na tabela 4 são apresentados alguns dos métodos observacionais suportados por vídeo e computador.

- **MÉTODOS DIRETOS**

Os métodos diretos usam instrumentos de monitorização que dependem de sensores fixados diretamente na pessoa para medição das variáveis de exposição no trabalho. Estes métodos vão desde simples aparelhos manuais para medir a amplitude do movimento da articulação, até goniómetros eletrónicos que registam continuamente o movimento das articulações durante a realização de uma tarefa (David, 2005).

No que concerne aos aparelhos manuais, tais como o inclinómetro ou o goniómetro (Loebl, 1967), e a flexicurva (Burton, 1986), os aparelhos são ligados aos segmentos corporais e as medidas angulares das secções corporais ou são indicadas pelo aparelho (inclinómetro) ou são obtidas através de um traço desenhado em papel (flexicurva).

Tabela 4 – Métodos observacionais suportados por vídeo e computador (adaptado de Li & Buckle, 1999)

Técnicas	Características básicas	Campo de aplicação
ARBAN (Holzmann, 1982)	Gravações de vídeo em tempo real de posturas tipo e situações de carga. A escala de Borg (1985) é usada para estimar o esforço de postura, tensão muscular e vibração; análise computadorizada.	Avaliação de esforço físico no corpo inteiro
VIRA (Persson & Kilbom, 1983)	Análise computadorizada de gravações vídeo em tempo real por frequência e duração de posturas e movimentos	Análise postural da parte superior do corpo
(Keyserling, 1986)	Análise computadorizada de vídeo em tempo real por frequência e duração de posturas em posturas pré-definidas	Trabalhos repetitivos em posições não sentado
ROTA (Ridd et al., 1989)	Amostra temporal ou tempo real computadorizado em posturas e movimento	Tarefas estáticas ou dinâmicas
TRAC (van Der Beek et al., 1992)	Análise em tempo real simulado ou amostra temporal computadorizada de posturas e movimento	Trabalho estático ou dinâmico
HARBO (Wiktorin et al., 1995)	Registo em tempo real computadorizado de posturas e movimentos de trabalho. A principal característica do método é o posicionamento das mãos em três níveis de altura	Observações longas e contínuas para vários tipos de trabalhos
PEO (Frasson-Hall et al., 1995)	Recolha de dados em tempo real computadorizada de atividades de trabalho e posturas.	Análise postural dos membros superiores e do tronco para trabalhos dinâmicos (movimentação manual)
(Wells et al., 1994)	Análise de dados computadorizados em posturas sincronizadas, repetição, atividade e sinais EMG	Membros superiores e avaliação da exposição lombar
(Yen & Radwin, 1995)	Gravação de dados analógicos sincronizados com imagem vídeo	Atividades arbitrárias e tarefas manuais repetitivas

Na figura 3 pode observar-se um goniómetro tradicional a retirar a medida angular na articulação do ombro.



Figura 3 – Goniómetro tradicional (retirada de <http://utilmedica.pt>)

As vantagens aparentes destes métodos estão relacionadas com o seu baixo custo, o facto de serem fáceis de usar, e a postura do corpo poder ser descrita em detalhe. Contudo, por serem utilizados em situações de trabalho estático, estes métodos não são adequados a situações dinâmicas onde pode ser necessário monitorizar o movimento contínuo (Li & Buckle, 1999).

Quanto aos métodos instrumentais eletrônicos, podem ser identificados vários tipos, onde se inclui o sistema goniométrico. Neste sistema, os goniômetros são colocados nas articulações do corpo a estudar e o ângulo entre os dois segmentos é registado continuamente. Na figura 4 é possível observar um eletrogoniómetro aplicado a um sujeito para a análise do movimento das articulações do tornozelo e quadril bilateral.

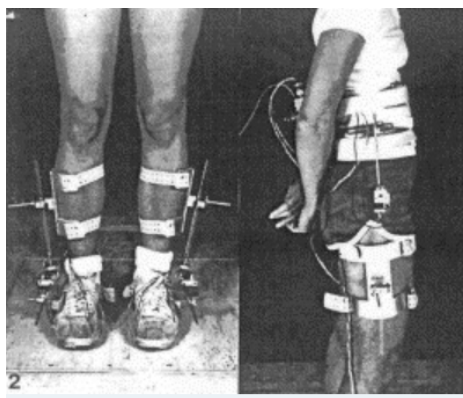


Figura 4 – Eletrogoniómetro (Sutherland, 2002)

Os goniômetros são leves, flexíveis e permitem a medição simultânea do movimento do corpo em duas direções. Os dados da postura são gravados o que permite a obtenção dos mesmos sem influenciar a performance dos utilizadores, e posteriormente são transferidos para um computador para análise (Li & Buckle, 1999).

Um eletrogoniómetro tri-axial, denominado monitor de movimento lombar (LMM), foi desenvolvido para registar o movimento (posição, velocidade e aceleração) do tronco a 3D. O sistema foi concebido para ser colocado nas costas do trabalhador e monitorizar os movimentos do tronco durante o trabalho. Este sistema é duas vezes mais preciso que os sistemas de avaliação de movimento baseado em vídeo. Contudo, para além de apresentar limitações na captura de alguns movimentos, uma possível desvantagem deste sistema prende-se com a limitação do tempo para a recolha contínua de dados (Marras et al., 1992). O sistema eletrogoniométrico é fácil de usar e os registos têm sido suficientemente fiáveis e precisos para estudos epidemiológicos (citado por Li & Buckle, 1998; Smutz et al., 1994).

A eletromiografia (EMG) é um outro método direto utilizado para estimar a tensão muscular, através do registo e processamento de sinais mioelétricos. Este método é utilizado para avaliar a fadiga muscular localizada. Por norma, é verificado que, a um aumento de tensão muscular, corresponde um aumento da atividade mioelétrica, apesar de esta relação não ser linear em muitas circunstâncias, o que obriga a cuidados na interpretação dos dados (David, 2005; Li & Buckle, 1998).

Os métodos diretos com sistemas automáticos de recolha contínua de dados proporcionam grandes quantidades de dados precisos, mas a aplicação de sensores diretamente no trabalhador pode provocar desconforto e resultar em alterações no comportamento do mesmo no trabalho. A capacidade de gerar dados de muitos destes aparelhos pode tornar-se impraticável pelo tempo que demora a analisar e interpretar os mesmos. Adicionalmente,

requerem um elevado investimento na aquisição do equipamento, na manutenção do mesmo e em técnicos altamente qualificados, que possam cabalmente operar os sistemas (citado por David, 2005; Li & Buckle, 1998).

2.4 Imagem/ Vídeo na Avaliação Postural

Os recentes avanços tecnológicos, também contribuíram para a evolução neste domínio, ao possibilitar a captura, transferência e processamento de imagens em tempo real através de sistemas de equipamentos cada vez mais usuais. A análise do movimento do corpo humano tem vindo a ser motivada pela vantagem de melhorar a interação homem/máquina em diversas aplicações, onde se insere, naturalmente, a avaliação postural/estimativa de pose (Aggarwal & Cai, 1997; Moeslund & Granum, 2001).

As imagens proporcionam um meio simples, visualmente rico, flexível e quantificável para gravar posturas e suas mudanças, como resultado do trabalho corporal. Estas imagens são dados que podem ser estudados de forma qualitativa e quantitativa, individualmente e em relação a outras imagens (Jeffery, 2001).

Por sua vez, um vídeo é formado pela conjugação de imagens consecutivas que permitem a representação de determinado movimento (Watkinson, 2008). O ser humano através da visão consegue apreender a realidade captando na retina uma imagem a duas dimensões. Com apenas uma simples imagem digital não é possível representar completamente essa realidade, pois não é captado o movimento. Para isso, é necessário o uso de um vídeo. Um vídeo não é mais do que a compilação de sucessivas imagens que são reproduzidas sucessivamente mostrando o movimento destas.

2.4.1 Caraterísticas da Imagem Digital

Pixel

Uma imagem é normalmente definida por uma função bidimensional, $f(x, y)$, em que as variáveis x e y definem a sua localização espacial, coordenadas de cada ponto, *pixel* da imagem (Gonzalez & Woods, 2002). Para uma imagem ser considerada digital, os valores atribuídos a cada variável x e y devem ser valores finitos e quantidades discretas. As imagens digitais são definidas eletronicamente num ambiente computacional, podem ser criadas diretamente nesse ambiente ou inseridas nele através de um digitalizador ou máquina digital (Greenberg & Greenberg, 1995). Na figura 5 pode observar-se a ampliação de uma zona de uma dada imagem, de modo a identificar os *pixels* que a compõem.

Tamanho da matriz

Refere-se, normalmente, às dimensões de uma imagem digital, especificadas pela largura e altura em termos de *pixels*. Para uma imagem com *pixels* quadrados, o tamanho da matriz também serve para definir o formato da imagem (Tan, 2006).

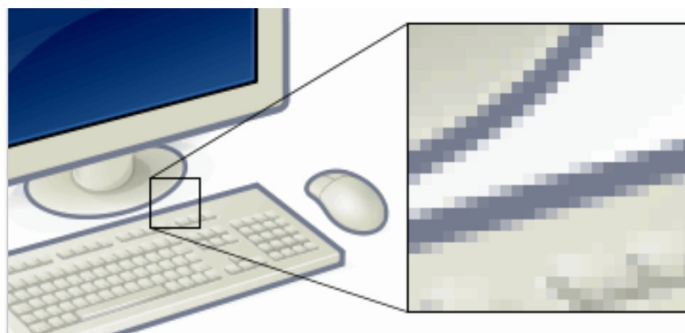


Figura 5 – Identificação dos *pixels* que compõem uma imagem digital (Wikipedia, 2013)

Resolução

Representa uma medida do detalhe espacial numa imagem digital. A resolução é definida como uma relação das dimensões físicas de amostra, geralmente sob a forma de *pixels* por centímetro ou pontos por polegada. As dimensões físicas indicadas dependem do destino da aplicação, que pode ser a aquisição ou a produção (Tan, 2006).

Cor

O uso de cor numa imagem é um fator importante pois permite realçar pormenores que, sem o seu uso, não seriam tão perceptíveis (Gonzalez & Woods, 2002). O ser humano tem a capacidade de distinguir centenas de tons diferentes de cores e apenas doze tons de cinzento. Assim, numa imagem com cor são mais perceptíveis os pormenores do que numa em tons de cinzento. Ao olhar para um objeto o ser humano, através da cor, presta mais atenção a determinados pormenores consoante a intensidade e o tipo de cor usada. O uso da cor começou a ser estudado em mais detalhe na segunda metade do século XVII, quando Isaac Newton descobriu o espectro de cores que era formado ao incidir luz num prisma de vidro (Silva & Martins, 2003), como se pode ver na figura 6.

A cor é uma das características mais utilizadas na segmentação espacial, pois permite encontrar, numa imagem, regiões cromaticamente homogêneas que podem ser distinguidas significativamente de outras regiões contíguas (Khan & Shah, 2001).

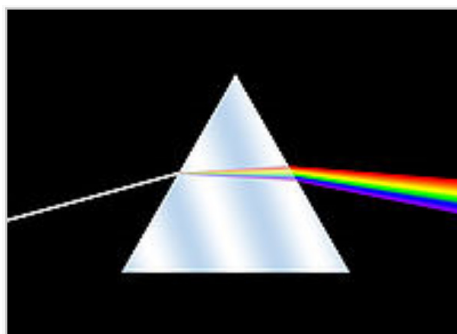


Figura 6 – Decomposição da luz num prisma (Wikipedia, 2013)

Espaço de cor

Espaço de cor ou sistema de especificação de cor é o método usado para representar as cores. Tons de cinza ou imagens monocromáticas geralmente usam um gradiente de

intensidade único. As imagens a cores, no entanto, muitas vezes, codificam a cor em vários canais combinando-os para representar uma dada cor. Os exemplos mais comuns incluem vermelho-verde-azul (RGB) e azul-magenta-amarelo-preto (CMYK). A Figura 7 mostra o princípio do sistema RGB (cores primárias e secundárias resultantes das combinações das cores primárias) (Tan, 2006).

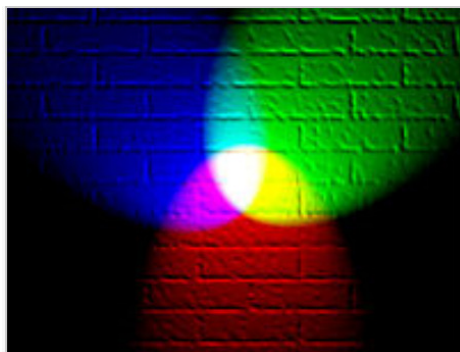


Figura 7 – Princípio do sistema de cor RGB (Wikipedia, 2013)

Profundidade de bit

Profundidade de *bit* ou de cor pode ser visto como a resolução de cor, isto é, uma medida do pormenor de cor de uma imagem digital. A profundidade de *bit* indica o número de unidades de armazenamento de computador (*bits*) usados para representar a cor de cada *pixel* na imagem. Os valores comuns são 24 *bits* por *pixel* para imagens de cor RGB (8 *bits* por canal), e 8 *bits* por *pixel* para imagens em tons de cinza (Tan, 2006).

2.4.2 Detecção e captação do movimento ou da postura

Primeiramente, para que um sistema computacional possa considerar os dados adquiridos de forma adequada é, geralmente, necessário inicializá-lo. Esta inicialização consiste num conjunto de operações que asseguram que o sistema principia as suas tarefas com a interpretação correta da cena inicial. Exemplos de procedimentos de inicialização são o estabelecimento de restrições, a escolha e ajuste de modelos para o indivíduo, a calibração da(s) câmara(s) envolvida(s)¹, a adaptação das metodologias às características da cena, etc. (Tavares, 2000).

Os sistemas de captura de movimento podem ser magnéticos, mecânicos e óticos, sendo este último aquele que importa detalhar no âmbito do presente estudo. Os sistemas óticos assentam em métodos fotogramétricos. Estes sistemas fornecem elevada precisão, completa liberdade de movimento, e a possibilidade de interação entre os diferentes intervenientes, com maior custo computacional (Guerra-Filho, 2005).

Outros autores também referem a existência de várias formas para captar o movimento em estudo (ChunMei & Ferrier, 2004; Perales, 2000; Pinho et al., 2004; Welch & Foxlin,

¹ Consiste na tarefa que permite garantir que qualquer movimento efetuado pelo indivíduo tem uma correspondência proporcional nos respetivos registos

2002). Referem também que, entre outros sistemas de natureza não ótica, os sistemas óticos usam câmaras como sensores da energia natural ou artificial refletida por pontos-chave do movimento (citado por Sousa & Tavares, 2006).

Os sistemas utilizados para capturar o movimento humano são compostos por subsistemas de detecção. A detecção pode ser feita de forma passiva e ativa, sendo que na detecção ativa são colocados dispositivos nos sujeitos e nos espaços envolventes que emitem e recebem sinais, respetivamente. A detecção ativa permite o processamento mais simples e é geralmente utilizada em ambientes controlados, ou seja, têm as restrições bem definidas (Moeslund & Granum, 2001).

Na análise do movimento podem ser consideradas duas grandes classes de restrições: as baseadas no movimento e as baseadas na aparência. As restrições de movimento estão relacionadas com os movimentos dos indivíduos e/ou das câmaras envolvidas; por exemplo, se a pessoa permanece dentro do espaço que está a ser considerado na captura, se existe oclusão, se a câmara permanece sem movimento ou com movimento constante, etc. Por outro lado, as restrições de aparência estão relacionadas com o ambiente e com os sujeitos; por exemplo, existência de iluminação constante, fundos estáticos, posição/forma inicial dos indivíduos conhecida, etc. A inclusão das restrições visa reduzir a complexidade do problema associado à análise do movimento.

Por sua vez, a detecção passiva é baseada em fontes naturais de sinal, por exemplo luz visível ou outros comprimentos de onda eletromagnéticos, não sendo necessária a integração de dispositivos no vestuário, por vezes com a exceção da utilização de marcadores que são colocados no sujeito de forma a facilitar a captura do movimento (Moeslund & Granum, 2001).

A captura ótica de movimento pode ainda ser classificada de acordo com o número de pontos de vista (monocular ou multi-vistas) e a utilização ou não de marcadores (Guerra-Filho, 2005).

Os sistemas monoculares utilizam imagens obtidas por uma única câmara, enquanto os sistemas multi-vistas beneficiam de imagens obtidas simultaneamente e de forma sincronizada de duas ou mais câmaras. Os sistemas monoculares têm de lidar com ambiguidades na reconstrução da pose 3D causada pela ambiguidade reflexiva (Shimada et al., 1998) e singularidades cinemáticas (Morris & Rehg, 1998). Um sistema baseado em marcadores mede as trajetórias dos pontos de interesse no corpo, enquanto os sistemas sem marcadores calculam os parâmetros de movimento de silhuetas extraídas ou outras características (ex.: bordas) (citado por Guerra-Filho, 2005).

No caso de visão computacional, independentemente da forma como é realizada a captura do movimento, a sua detecção pode ser resultante do movimento da câmara com o sujeito estático ou, pelo contrário, o indivíduo pode andar e a câmara permanecer estática, ou então pode haver movimento da câmara e da pessoa em simultâneo (Wang & Singh, 2003).

2.4.3 Processamento da imagem (vídeo)

Um sistema típico utilizado na análise de imagens de carácter geral começa pela captação por parte de um dispositivo físico (sensor) da energia radiada pelo objeto que se pretende visualizar. Os dados recolhidos pelo sensor são de seguida convertidos por um digitalizador num formato digital e tratados em programas informáticos específicos. (Gonzalez & Woods, 2002).

O interesse pela análise do movimento tem sido muito significativo nos últimos anos, uma vez que este domínio é rico e desafiante, pela necessidade de segmentar, seguir e analisar estruturas com tipos de movimento diversos (Gavrila, 1999). Outros autores definem a análise de vídeo como um procedimento que consiste numa série de operações que são realizadas numa sequência de imagens para extrair informações relevantes, tendo em vista um objetivo específico (Correia & Pereira, 1998).

Em análise de movimento, o subsistema de processamento de imagem contempla sempre três aspetos principais. Quase todos os problemas começam por segmentar um objeto em causa (indivíduo no caso da avaliação postural) do resto da imagem. De seguida, as áreas segmentadas podem ser transformadas numa outra representação no sentido de reduzir a quantidade de informação. E, por fim, é definido como o objeto (indivíduo) deve ser seguido entre *frames*, isto é ao longo da sequência de imagens (Pinho et al., 2004).

O movimento a estudar pode assumir diversas características. O movimento pode ser rígido e não rígido, sendo que este último pode ser classificado em três classes: articulado, elástico e fluido (Kamhamettu et al., 1994). No caso do corpo humano, e porque este é composto por um esqueleto, o movimento é não rígido e rígido por partes, sendo, deste modo, geralmente classificado como articulado (Tavares, 2000).

As definições destes dois grandes grupos de movimento são as seguintes (Tavares et al., 2009):

- Movimento rígido – a distância entre quaisquer dois pontos do objeto é preservada. O objeto não estica nem dobra; deste modo, a curvatura média e a curvatura Gaussiana na superfície mantêm-se inalteradas.
- Movimento articulado – conjunto de elementos, cada um dos quais com movimento rígido. Envolve o movimento de partes rígidas conectadas por ligações não rígidas. Claramente, neste caso, as restrições de rigidez são mais relaxadas.

Assim, um objeto articulado é um tipo de objeto não rígido bastante restringido, composto por partes rígidas com ligações entre si que permitem estilos definidos de movimento. Alguns exemplos simples de objetos articulados são: braços, pernas, esqueletos de animais e manipuladores robóticos (Tavares et al., 2009).

Um objeto pode ser classificado como articulado pela observação do seu comportamento ao longo de determinado período de tempo e comparando a sequência de imagens com todas as formas válidas que podem ser geradas por um modelo articulado conhecido. Uma outra abordagem viável é considerar toda a sequência de imagens de um objeto e integrá-las em função dos graus de liberdade de articulação em cada ponto (Tavares et al., 2009).

Na estimativa de pose/avaliação postural e seguimento do corpo humano (sistema articulado) procura-se estimar os parâmetros cinemáticos do modelo corporal, tais como as posições das articulações e seus ângulos, a partir de imagens estáticas ou vídeo. Normalmente, a forma e dimensões das várias partes que compõem o corpo são assumidas como fixas e a interdependência entre partes corporais são apenas as restrições cinemáticas nas articulações do corpo (Holte et al., 2012).

Segmentação da imagem

A segmentação consiste na extração dos objetos de interesse de uma ou de várias imagens. As técnicas de segmentação podem ser divididas em três grandes grupos, (Jahne, 2004; Semmlow, 2004) segmentação por *pixel* (*pixel-based*), segmentação por regiões (*region-based*) e segmentação por orlas (*edge-based*).

No primeiro caso, as operações de segmentação incidem sobre os *pixels* de forma individual, apenas se recorre a propriedades individuais dos *pixels* para se extraírem as estruturas de interesse na imagem. Um exemplo deste tipo de técnicas é conhecido por *thresholding* em que os *pixels* com, por exemplo, o brilho acima ou abaixo de um determinado valor são extraídos do fundo da imagem (*background*) – binarização. Tipicamente, são técnicas de fácil implementação, mas bastante suscetíveis a ruído, (Jahne, 2004; Semmlow, 2004). Por exemplo, a variação de brilho dentro da estrutura a segmentar pode originar o insucesso da segmentação por *pixel*.

Nas técnicas de segmentação por regiões, recorre-se às similaridades entre “*pixels*” e à sua continuidade perante a vizinhança, para considerar os “*pixels*” pertencentes às entidades de interesse. Exemplos deste tipo de segmentação são métodos de crescimento de regiões (*region growing*) ou de subdivisão e fusão sistemáticas (*split and merge*). A segmentação realizada à custa de operações por regiões faz com que os contornos das entidades pretendidas fiquem degradados (Semmlow, 2004). Para este tipo de operações terá de haver um compromisso entre a degradação dos contornos obtidos e o potencial das mesmas.

Por sua vez, a segmentação por orlas consiste na identificação das estruturas de interesse a partir da deteção de fronteiras com características de descontinuidade. Neste caso, zonas da imagem são procuradas com base em alterações bruscas da propriedade escolhida. Para estas técnicas considera-se, também, que as entidades a extrair são caracterizadas por um conjunto adjacente de *pixels*. Uma forma típica de detetar descontinuidades é pela aplicação de operadores diferenciais. Após a deteção das orlas, normalmente agrupam-se estes pontos-fronteira em contornos.

Há ainda um outro tipo de metodologias que conjuga técnicas de segmentação por regiões ou por contornos com um conhecimento global das estruturas a segmentar (Jahne, 2004). Tal conhecimento adicional facilita a extração das mesmas, através da segmentação por modelos (*model based*). Exemplo deste paradigma da segmentação são os protótipos deformáveis (Carvalho & Tavares, 2005). Os protótipos descrevem a forma esperada da entidade de interesse e após definida uma função de energia o protótipo é atraído para a fronteira da entidade a segmentar (Gonçalves et al., 2007).

Seguimento

Realizar o seguimento ao longo do tempo consiste em estabelecer correspondências entre as estruturas das imagens em *frames* consecutivas, ou seja ao longo de seqüências de imagem, baseadas em características relacionadas com a posição, a velocidade, a textura e a cor (Aggarwal & Cai, 1997).

Para executar o seguimento pode ser considerada a modelação do corpo humano. A utilização de modelos do sujeito pode ter a desvantagem da perda da generalidade do algoritmo implementado, contudo, poderá ter a vantagem de facilitar a correspondência de características entre *frames* consecutivas (Aggarwal & Cai, 1997; Baumberg, 1995).

Alguns sistemas utilizam um modelo genérico construído a partir da média de vários indivíduos (Baumberg, 1995), outros sistemas consideram o sujeito atual e geram um modelo a partir dos dados observados, podendo refiná-lo à medida que se vai observando mais informação acerca do sujeito em causa (Wren et al., 1997), ou então pode ser construído um modelo personalizado que adequa um modelo genérico preexistente aos dados atuais (Zheng & Suezaki, 1998).

Os modelos utilizados no seguimento do movimento humano podem considerar ou não informação prévia sobre a forma do indivíduo em causa. Se apenas for considerada informação acerca da textura ou da cor do indivíduo, então são utilizados modelos de aparência. No entanto, se forem consideradas informações prévias acerca das formas, os modelos poderão ser cinemáticos, dinâmicos, esqueléticos, deformáveis ou volumétricos (Pinho et al., 2004; Wang & Singh, 2003).

Na figura 8 podem ser observados exemplos de modelos cinemáticos usados na análise do movimento humano de corpo inteiro.

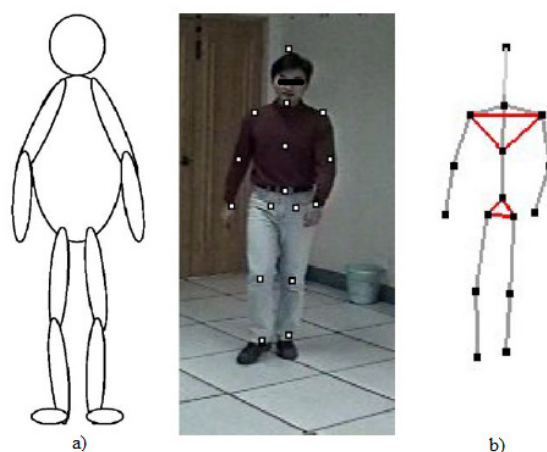


Figura 8 – Exemplos de modelos cinemáticos usados na análise do movimento humano de corpo inteiro – a) modelo de forma, b) modelo esquelético (Wang & Singh, 2003)

2.4.4 Produtos Informáticos

Ao longo dos últimos anos, têm sido criados e aperfeiçoados dispositivos e programas informáticos para aplicar a uma vasta variedade de sofisticadas e poderosas ferramentas

digitais de processamento de imagem, técnicas e tecnologias para o ambiente de computação. Muitos dos programas informáticos estão agora consolidados e disponíveis para trabalhar numa ampla variedade de sistemas, como é o caso do computador portátil (Jeffery, 2001). Além de fornecerem uma variada gama de novas possibilidades para análise através do uso do melhoramento da imagem digital e de técnicas de segmentação, os microcomputadores modernos permitem o armazenamento fácil e compacto de um grande volume de dados, e a sua organização numa base de dados eletrónica de estudo e recuperação fáceis (Jeffery, 2001).

Há muitos pacotes de programas informáticos que oferecem um vasto conjunto de ferramentas para a captura, exibição, realce, segmentação, medição e análise de imagens digitais. Na tabela 6 podem observar-se as propriedades de diversos produtos informáticos a nível de algoritmos e procedimentos.

Tabela 5 – Propriedades dos produtos informáticos a nível de algoritmos e procedimentos (adaptado de Tavares & Sousa, 2006)

Produto	Programa informático						Resultados em tempo real
	Aberto	Sincronismo dos sensores	Calibração	Inicialização dos algoritmos	Seguimento		
					Automático	Manual	
Simi Motion	Não	Sim; Para as câmaras digitais indicar a 1ª imagem	Objeto de calibração (mínimo 8); Indicar na imagem as coordenadas (x,y,z) dos pontos do sistema de calibração e interligá-los; Existem algoritmos para verificar a efetividade da calibração.	Para o seguimento: Na 1ª imagem assinalar todos os pontos a registar;	Com marcas, tolera até 3 oclusões. Na 1ª imagem assinalar todos os pontos a registar.	Com marcas ou sem marcas ² (o utilizador tem de em cada <i>frame</i> confirmar a exatidão dos diferentes pontos capturados)	Precisa de pós-processamento
Peak Motus	Não ³	Sim	Objeto de calibração; Indicar na imagem as coordenadas (x,y,z) dos pontos do sistema de calibração e interligá-los;	Para o seguimento: Na 1ª imagem assinalar todos os pontos a registar;	Tolera oclusões ⁴ ; Na 1ª imagem assinalar todos os pontos a registar.	Com marcas ou sem marcas (o utilizador tem de em cada <i>frame</i> confirmar a exatidão dos diferentes pontos capturados)	Precisa de pós-processamento
Vicon Mx	Não	Sim	Objeto de calibração e vara (<i>wand</i>)	-	Com marcas	-	Coordenadas 3D em tempo real
Visual 3D	Sim	É esperado que os sinais estejam sincronizados, tarefa do sistema de captura	-	-	-	-	-
QTM	Sim	Sim	Objeto de calibração e vara (110 mm para volume <0,25 m ³ , 300 mm para 2 m ³ > volume >0,25 m ³ , 1500 mm volume > 6 m ³ , etc.)	-	Com marcas ativas e passivas	-	Coordenadas 3D em tempo real
Optotrak	Sim	Sim	Sistema pré-calibrado	-	Com marcas ativas	-	Coordenadas 3D em tempo real
CODA	Sim	Sim	Sistema pré-calibrado	-	Com marcas ativas; As diferentes marcas são ativadas à vez.	-	Coordenadas 3D em tempo real (~1mm – 5mm)
Zebris	Sim	Sim	Sistema pré-calibrado	-	Com marcas	-	
Liberty	Sim	-	Sistema pré-calibrado	-	Com marcas	-	Coordenadas 3D em tempo real (~3.5 ms)

² Para calcular a dinâmica inversa é necessário indicar ao algoritmo para cada *frame* os pontos-chave, sendo assim preferível utilizar marcas para uma maior precisão;

³ Tanto no Peak Motus como no Vicon Mx existe a possibilidade de adicionar Plug-ins;

⁴ A marca é assinalada como não identificada e as medições correspondentes a essa marca serão preenchidas por filtros ou pelos dados obtidos através de outras câmaras.

Com particular importância para este trabalho, o programa informático kinovea permite editar imagem vídeo, fornecendo os dados posturais necessários à avaliação postural pretendida.

Assim, depois de obtidos os vídeos de forma direta ou indireta, estes são submetidos a um procedimento de edição, de modo a serem retirados destes os dados necessários à avaliação postural. No procedimento de edição há a possibilidade de realizar várias ações. São destacadas as seguintes ações relevantes no tratamento de imagem:

- Calibração (conhecida a dimensão de algum elemento da imagem é possível dá-la a conhecer ao programa);
- Emparelhamento de vídeos (no caso de existir dois vídeos do mesmo evento, é possível sincronizá-los de forma a exibirem pontos de vistas distintos, ou não);
- Corte e dimensionamento (o vídeo pode ser alterado no seu tamanho, tal como nos seus pontos inicial e final);
- Medições estáticas (em qualquer *frame* é possível determinar medidas angulares de elementos sujeitos a rotação ou não (por exemplo: ângulos de segmentos corporais) e determinar posições absolutas ou relativas de determinados elementos de interesse (por exemplo: uma articulação);
- Medições dinâmicas (é possível acompanhar elementos de interesse, por exemplo: articulações entre *frames*, e perceber a sua evolução no tempo, permitindo consequentemente determinar a sua velocidade).

Das características mais interessantes, o Kinovea tem a faculdade de seguir elementos de interesse no vídeo. Este programa é capaz de identificar, por indicação do operador, elementos destacáveis pelas características dos seus *pixels*. Numa imagem os *pixels*, através da sua cor, são distinguíveis dos seus vizinhos, permitindo assim uma análise dinâmica das imagens.

De um modo geral, a performance de todos estes produtos informáticos depende de condicionalismos/restrições tecnológicos, designadamente, ambientais e ao nível da zona de captura. As restrições ambientais compreendem as limitações ao nível de interferências magnéticas, temperatura, iluminação, etc.

As restrições respeitantes à zona de cobertura referem-se ao espaço no qual deve ser efetuado o movimento para poder ser captado adequadamente pelos diferentes sensores.

Na tabela 7 é dado a observar, para cada um dos produtos apresentados na tabela 6, as restrições ambientais e de cobertura mais relevantes.

No que concerne aos dispositivos informáticos, independentemente da tecnologia usada, é lícito considerar que as soluções para análise do movimento são constituídas pela combinação de uma ou mais fontes de energia, com um ou mais sensores que respetivamente refletem e absorvem energia (Gonzalez & Woods, 2002; Pinho et al., 2004). Assim sendo, as características dos dispositivos informáticos das diferentes soluções comerciais podem ser subdivididas segundo as fontes de energia e os sensores usados. As fontes de energia caracterizam-se pelo seu número, tipo (ex.: passiva com e sem marcas, passiva IR, ativa IR e magnética) e dimensão. Por sua vez, os sensores são aplicados no número, mobilidade, frequência de captura e tipo (ex.: câmara

infravermelhos, câmara IR de alta velocidade, câmara vídeo de alta velocidade e sensores magnéticos) adequados a cada necessidade específica.

Tabela 6 – Restrições dos vários produtos informáticos, (adaptado de Tavares & Sousa, 2006)

Produto	Restrições	
	Ambientais	Zona de cobertura
Simi Motion	-	Para uma maior precisão o movimento deve ser realizado no interior da zona calibrada;
Peak Motus	As paredes do laboratório não devem refletir a luz e deve ser garantida uma boa iluminação (floodlights ou ring lights) dos marcadores; O seguimento manual não tem restrições ambientais;	-
Vicon MX	Iluminação dos marcadores; Marcas refletoras não funcionam adequadamente em ambientes exteriores;	-
Visual 3D	-	-
QTM	No caso de marcas passivas, iluminação dos marcadores; As marcas ativas são mais próprias para ambientes não controlados, não são tão afetadas pelo efeito da luz (reflexões, etc.), etc.	0.2 a 70 m; Vista Horizontal: 10° a 45°;
Optotrak	Necessário haver linha de visão (line-of-sight) entre sensores e marcas; Como para qualquer sistema ótico, a sua performance pode ser afetada se houver outras fontes de IR, se a luz do sol incidir diretamente sob as marcas ou sob as câmaras. De qualquer maneira, marcas ativas tornam o sistema mais robusto a este tipo de problemas;	2.7 m ³ ou 20 m ³ ; Vista Horizontal: +/- 80°; Para uma distância do sensor de 2.25m a precisão é de 0.1mm RMS (x,y) e 0.15 mm RMS para z;
CODA	O sistema pode ser usado no exterior ou no interior. No exterior é conveniente não fazer medições diretamente sob o sol. No interior existe um tipo de lâmpadas que emitem luz fluorescente a 50 Hz que interferem na performance do sistema;	Para 5 m tem um ruído de 0.05 mm; Vista Horizontal: 80°;
Zebris	CMS-HS não deve ser usado em salas com superfícies suaves (smoothed surfaces), salas com correntes de ar também não são recomendadas;	2.5 m e pode ir até 4 m no caso de uso de uma unidade especial para suporte dos sensores;
Liberty	Objetos metálicos (secretárias, etc.) próximos do transmissor ou do recetor podem afetar a performance; Para prevenir distorções provocadas por objetos metálicos é conveniente que estes estejam 3 vezes mais distantes do que a distância entre o sensor e a fonte de energia;	Para uma precisão de ~ 0.7 mm RMS (x,y,z) e ~ 3.8° RMS: ~ 2 m para uma fonte TX2; ~ 4.5 m para uma fonte Long Range; Cobertura angular: A toda a altura;

Em suma, a avaliação e escolha dos sistemas comerciais e das tecnologias para a captura e a análise do movimento devem ter em conta a aplicação específica. A título de exemplo, para o estudo de como tubarões em cativeiro reagem ao estímulo da introdução de comida num tanque, apenas é necessária a análise num só plano (2D) e não é possível a colocação de marcas. Assim sendo, uma solução vídeo passiva com apenas uma câmara, por exemplo a solução “Peak Motus”, poderia satisfazer as necessidades da respetiva aplicação (Tavares & Sousa, 2006).

No caso da análise biomecânica da marcha, é necessária uma elevada precisão e robustez na captura e análise do movimento 3D. Como são necessários os dados cinemáticos e cinéticos, em caso de utilização de marcas externas, é vital que o sistema capte o número mínimo de marcas exigidas ao cálculo da dinâmica inversa e, também, é necessário considerar as ligações para outros sensores analógicos, como plataformas de forças, dispositivos de EMG, etc. Por último, o sistema tem de lidar com problemas de oclusão e a frequência de captura tem de ser adequada para a análise da marcha (Tavares & Sousa, 2006).

Outras propriedades desejáveis, mas não obrigatórias são: a dispensabilidade da utilização de marcadores exteriores ao sujeito, interação humana diminuta, facilidade em montar o

protocolo necessário para a aquisição do movimento (isto é, o posicionamento dos marcadores), preço reduzido, portabilidade, reduzida latência (Tavares & Sousa, 2006).

2.5 Biomecânica do movimento humano

2.5.1 Considerações gerais

A maioria dos movimentos humanos é de movimentação global, uma combinação de componentes de movimento linear e angular. Uma vez que o movimento linear e angular são formas “puras” de movimento, muitas vezes este facto é útil para dividir movimentos complexos nas suas componentes linear e angular quando é feita uma análise (Hall, 2012).

Movimento linear

O movimento linear puro envolve movimento uniforme do sistema de interesse, com todas as partes do sistema a moverem-se na mesma direção com a mesma velocidade. Movimento linear é também denominado como movimento de translação. Quando um corpo faz uma translação, ele move-se como uma unidade, e as partes do corpo não se movem umas em relação às outras. Movimento linear também pode ser pensado como o movimento ao longo de uma linha. Se a linha é reta, o movimento é retilíneo, se a linha é curva, o movimento é curvilíneo (Hall, 2012).

Movimento angular

O movimento angular é a rotação em torno de uma linha central imaginária conhecida como eixo de rotação, a qual está orientada perpendicularmente ao plano em que a rotação ocorre (Hall, 2012).

Os movimentos das partes que compõem o corpo humano devem dispor de um referencial para que estes possam ser identificados corretamente tanto qualitativa como quantitativamente. Os três planos cardinais imaginários dividem a massa do corpo em três dimensões. O plano sagital divide o corpo verticalmente nas metades esquerda e direita. O plano frontal divide o corpo verticalmente nas metades anterior e posterior. Por sua vez, o plano horizontal ou transversal separa o corpo nas metades superior e inferior de igual massa (Hall, 2012). Na figura 9 são mostrados os planos e eixos adotados como referenciais anatómicos do corpo humano.

O corpo humano pode efetuar uma infinidade de combinações de movimentos corporais e, para que cada um destes movimentos possa ser identificado e quantificado, há a necessidade de definir, para além dos planos e eixos anatómicos de referência, a terminologia referente à direção/orientação dos movimentos. Para descrever a relação das partes do corpo ou localização de um objeto externo em relação ao corpo aplicam-se os chamados termos direcionais. De seguida apresentam-se os termos direcionais mais usados (Hall, 2012):

- Superior: mais perto da cabeça;
- Inferior: mais afastado da cabeça;
- Anterior: para a parte frontal do corpo;

- Posterior: para a parte de trás do corpo;
- Central: na direção da linha média do corpo;
- Lateral: distância da linha média do corpo;
- Proximal: mais proximidade ao tronco, por exemplo, o joelho é proximal para o tornozelo;
- Distal: afastamento do tronco, por exemplo, o punho é distal para o cotovelo;
- Superficial: em direção à superfície do corpo;
- Profundidade: afastamento para o interior da superfície corporal.

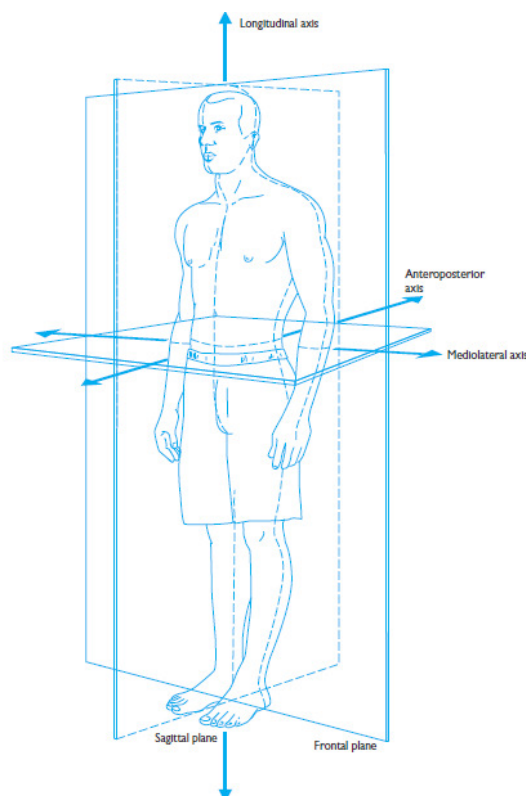


Figura 9 – Os planos e eixos anatômicos de referência (Hall, 2012)

Quando o corpo humano está na posição anatômica de referência é assumido que todos os segmentos corporais têm a posição angular igual a zero graus. A rotação de um segmento corporal a partir da posição anatômica é denominada consoante a direção do movimento e a medida angular entre a posição do segmento corporal e a posição anatômica (Hall, 2012). Assim, tomando como referência o plano sagital, os principais movimentos suscetíveis de ocorrer são: flexão, extensão e hiperextensão. A flexão inclui as rotações, segundo o plano sagital e anteriormente direcionadas, da cabeça, do tronco, dos braços, dos antebraços, das mãos e do quadril; e segundo o plano sagital e posteriormente direcionadas, das pernas (Hall, 2012). A extensão é definida como o movimento de retorno do segmento corporal à posição anatômica a partir de uma posição de flexão. Por sua vez a hiperextensão é a rotação para além da posição anatômica na direção oposta à direção de flexão. Se os braços e as pernas podem ser interna e externamente rodados em relação à posição anatômica, por

seu turno a flexão, a extensão e a hiperextensão no joelho e cotovelo podem ocorrer noutra plano diferente do sagital (Hall, 2012).

A rotação do tornozelo ocorre segundo o plano sagital quando o pé é movido em direção à perna e quando a perna é movida para o pé. O movimento de aproximação do pé do pé à perna denomina-se por dorso flexão, enquanto o movimento oposto é conhecido por flexão plantar (Hall, 2012).

Na figura 10 é dado a observar os três principais movimentos do ombro segundo o plano sagital.

Os movimentos de rotação relativos ao plano frontal são: a abdução e a adução. A abdução alude ao movimento de afastamento de um segmento corporal da linha média do corpo, enquanto a adução se refere ao movimento de regresso, ou seja, em direção a um ponto mais perto da linha média do corpo. Outros movimentos segundo o plano frontal contemplam, nomeadamente (Hall, 2012):

- A rotação do tronco, conhecida por flexão lateral esquerda ou direita;
- A elevação e depressão da cintura escapular que se referem, respetivamente, ao movimento de subida e de descida da cintura escapular (ombros);
- A rotação da mão no pulso no plano frontal na direção do raio (lado do dedo polegar) é denominada por desvio radial, e desvio ulnar é a rotação da mão para o lado da ulna (dedo mindinho);
- Movimentos do pé que ocorrem, em grande parte, no plano frontal são: a eversão e a inversão. A rotação para o lado de fora da planta do pé é designada por eversão, e a rotação para o lado interior da planta do pé é conhecida por inversão. Os termos abdução e adução são, também, usados para descrever os movimentos de rotação do pé inteiro para o lado externo e para o lado interno, respetivamente. Os termos pronação e supinação são frequentemente utilizados para descrever o movimento na articulação subtalar. A pronação na articulação subtalar consiste numa combinação de eversão, abdução e dorso flexão, e a supinação envolve inversão, adução e flexão plantar.

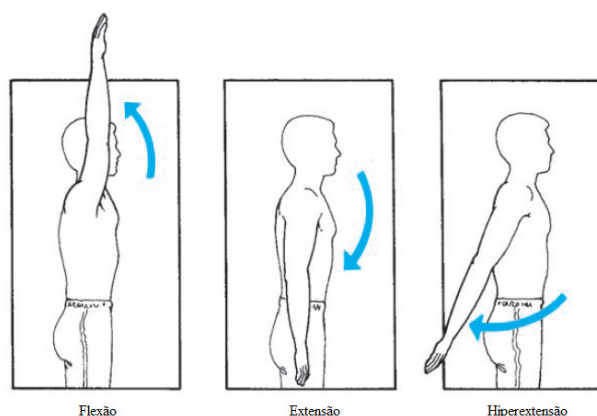


Figura 10 – Principais movimentos do ombro segundo o plano sagital (Hall, 2012)

Na figura 11 são dados a observar os dois movimentos de rotação da perna segundo o plano frontal.

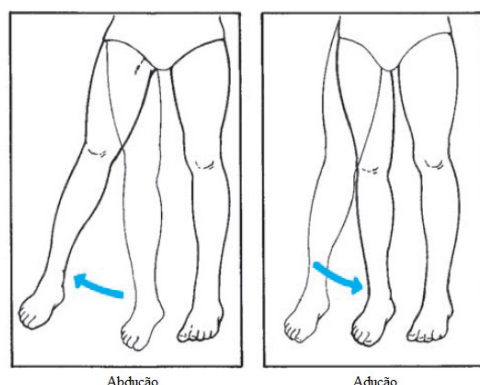


Figura 11 – Abdução e adução da perna no plano frontal (Hall, 2012)

Os movimentos do corpo no plano transversal são movimentos de rotação relativamente a um eixo longitudinal. A rotação direita e esquerda são usadas para descrever, no plano transversal, movimentos da cabeça, pescoço e tronco. A rotação de um braço ou de uma perna como um todo no plano transversal é chamada de rotação medial ou rotação interna, quando a rotação é no sentido da linha média do corpo, e de rotação lateral ou rotação externa quando a rotação é no sentido de afastamento da linha média do corpo (Hall, 2012).

Existem termos específicos para designar os movimentos de rotação do antebraço. As rotações externa e interna do antebraço são conhecidas, respetivamente, como supinação e pronação. Na posição anatómica o braço está numa posição supinada (Hall, 2012). Na figura 12 é elucidado o movimento de pronação e supinação.

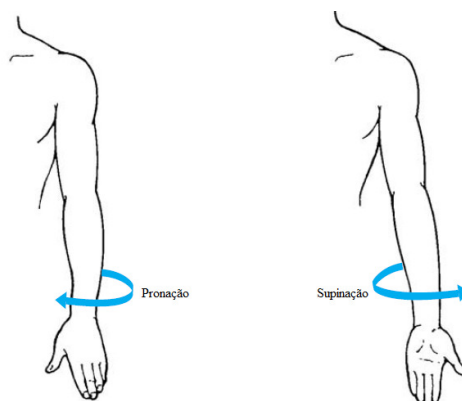


Figura 12 – Movimentos de pronação e supinação do braço (Hall, 2012)

Apesar da abdução e adução serem movimentos no plano frontal, quando o braço ou a coxa são fletidas numa posição, o movimento destes segmentos no plano transversal de uma posição anterior para outra posição lateral é denominado abdução horizontal ou extensão horizontal. Os movimentos no plano transversal de uma posição lateral para outra anterior denominam-se adução horizontal ou flexão horizontal (Hall, 2012).

Na figura 13 são ilustrados os movimentos, no plano transversal, designados por adução horizontal e abdução horizontal.

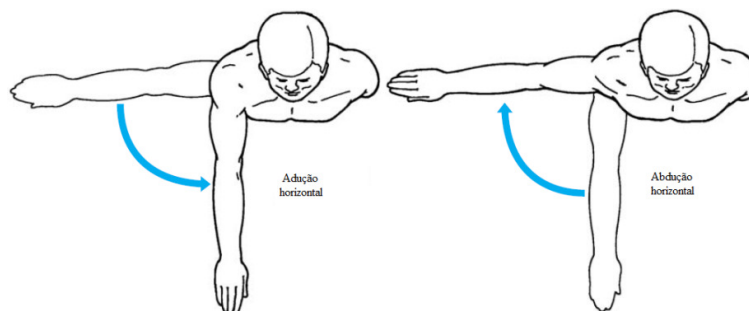


Figura 13 – Movimentos de adução e abdução horizontais do braço (Hall, 2012)

Muitos dos movimentos dos membros do corpo humano têm lugar em planos que estão orientados diagonalmente aos três planos convencionais. Dada a complexidade do movimento humano é impraticável a identificação nominal de todos os planos onde ocorre movimento. A título de exemplo é referida a circundação, um caso especial de movimento geral envolvendo o movimento circular de um segmento do corpo. Traçar um círculo imaginário no ar com a ponta do dedo, enquanto o resto da mão está estacionária requer circundação na articulação metacarpo falangeana (Hall, 2012).

Na figura 14 pode observar-se o movimento circular do dedo indicador, o qual configura um caso especial de movimento, na medida em que não ocorre em nenhum dos planos de referência abordados.



Figura 14 – Movimento circular do dedo indicador – caso especial de movimento (Hall, 2012)

Na Figura 15 é dado a observar as diversas componentes da análise do movimento humano.

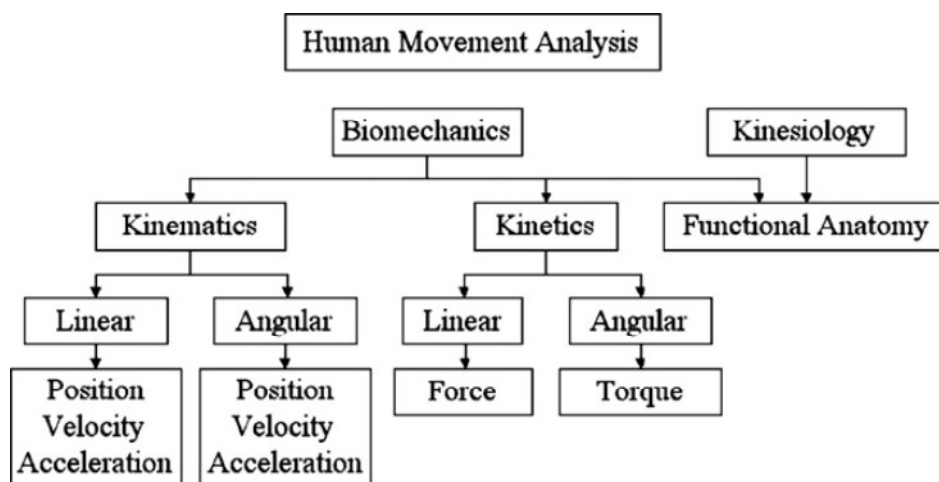


Figura 15 – Tipo de análise de movimento (citado por Godfrey et al., 2008; Greene & Roberts, 1999)

2.5.2 Cinemática do movimento humano

A cinemática é a descrição exata do movimento e é essencial para a compreensão da biomecânica do movimento humano. A cinemática pode variar desde descrições anatómicas de rotações articulares até medições matemáticas precisas de movimentos músculo-esqueléticos. A cinemática é subdividida de acordo com os tipos de medidas usadas, linear ou angular. A biomecânica tem uma longa história de medições cinemáticas do movimento humano (Cappozzo et al., 1992).

Movimento Linear

O movimento é a mudança de posição relativamente a alguma *frame* de referência⁵. Em termos matemáticos, o movimento linear é simples de definir: posição final menos posição inicial. A variável de movimento linear mais simples é um escalar denominado distância. Esta variável é normalmente representada pela letra “l”. A unidade de medida do sistema internacional é o metro, cujo símbolo representativo é o “m”.

A quantidade vetorial correspondente à distância é o deslocamento (d). Os deslocamentos lineares são normalmente definidos em relação a direções angulares retas, que são convenientes para a respetiva análise. Na maior parte das análises de movimentos humanos de duas dimensões (2D) as direções usadas são a horizontal e a vertical; deste modo os deslocamentos são calculados subtraindo à posição final a posição inicial nessa direção particular. A convenção adotada é que movimentos para a direita no eixo “x” e para cima no eixo “y” são positivos, já se os movimentos forem nos sentidos opostos são negativos. Uma vez que o deslocamento é uma grandeza vetorial, e se o movimento para cima e para a direita é positivo, o movimento para baixo e para a esquerda é um deslocamento negativo. Assim, o sinal é o que determina a direção do deslocamento.

⁵ É o ponto de onde se está a medir e a observar o movimento.

Na biomecânica são usadas quase sempre medidas de deslocamento, em vez da distância, porque a informação direcional é considerada fundamental para o cálculo de outras variáveis cinemáticas e cinéticas.

A análise tridimensional (3D) do movimento de algumas articulações tem que recorrer a três eixos anatomicamente relevantes, por exemplo: proximal distal, medio-lateral e antero-posterior, para que este possa ser caracterizado cabalmente. Os graus de liberdade representam a complexidade cinemática de um modelo biomecânico. Estes graus de liberdade correspondem ao número de medições necessárias para descrever completamente a posição de um objeto (Knudson, 2007).

Um modelo 2D de um ponto material de um dado objeto tem apenas dois graus de liberdade, sendo o movimento do objeto descrito através das coordenadas x (horizontal) e y (vertical).

O movimento 3D de um segmento corporal tem 6 graus de liberdade porque existem três coordenadas lineares (x,y,z) e três ângulos (para definir a orientação do segmento) que devem ser especificados. Por exemplo, na fisioterapia é comum descrever os seis graus de liberdade para a articulação do joelho usando as condições artrocinemáticas (três rotações anatómicas) e as condições osteocinemáticas (três pequenos deslizamentos ou movimentos lineares entre as duas superfícies articulares). A complexidade matemática da cinemática 3D é significativamente superior à da cinemática 2D. O campo da biomecânica está empenhado em desenvolver padrões para descrever a cinemática articular de modo a promover a permuta de dados e facilitar a aplicação em vários contextos profissionais (Wu & Cavanagh, 1995).

As *frames* de referência em biomecânica são absolutas ou relativas. Uma *frame* absoluta ou de referência global é essencialmente imóvel, como os movimentos horizontal e vertical aparentes verificados com a Terra e o seu campo gravitacional. Uma *frame* de referência relativa é medida a partir de um ponto que também se pode mover, como o movimento do pé relativamente à anca ou a planta do pé em relação à bola de futebol. Não existe uma *frame* de referência ideal, porque a descrição biomecânica mais relevante depende do propósito da análise. O facto deste ponto de movimento ser relativo à sua *frame* de referência é importante por várias razões. Em primeiro lugar, o aspeto e quantidade de movimento dependem de onde o movimento é observado e medido. É sempre possível responder a uma pergunta acerca duma distância com um número arbitrário de um ponto de “referência desconhecido”, mas a precisão dessa resposta pode não ser satisfatória. Em segundo lugar, as diversas formas para descrever o movimento são muito parecidas com os diferentes termos anatómicos, que são por vezes usados para o movimento idêntico. Finalmente, esta é uma metáfora para um profissional de cinesiologia experiente que sabe que não há uma única forma de ver ou medir o movimento humano, porque a sua *frame* de referência afeta aquilo que vê (Knudson, 2007).

Outra variável importante na quantificação do movimento é a velocidade (V), que pode ser traduzida pela equação 1. A velocidade, enquanto grandeza escalar, é a rapidez com que um objeto se move sem levar em consideração a direção. Esta é definida como a taxa de variação da distância. A sua unidade do sistema internacional é o metro por segundo (m/s).

$$v(m/s) = \frac{l(m)}{t(s)}$$

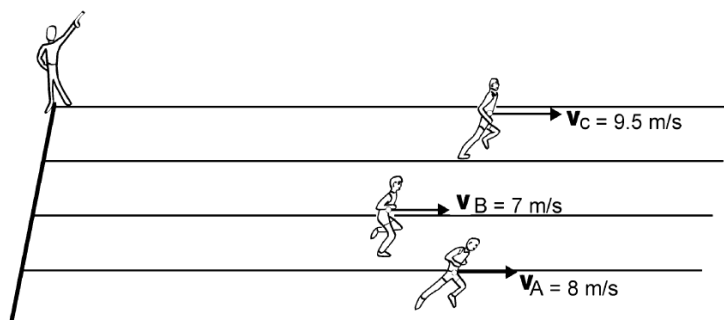
Sendo :
v – velocidade
l – distância
t – tempo

Equação 1 - Velocidade escalar

Se um dado atleta percorrer 5 quilómetros em 30 minutos, a velocidade média é igual a 10 quilómetros por hora (Km/h). Provavelmente o atleta teve intervalos onde correu mais rápido ou mais lento do que os 10 Km/h, deste modo a representação e precisão do cálculo cinemático depende da dimensão do intervalo de tempo e da precisão das suas medidas lineares.

Os sistemas de unidades para esta e outras variáveis cinemáticas podem ser de diversas naturezas, tomando evidência, naturalmente, os sistemas métrico e inglês pela sua maior utilização.

A velocidade também é referente a uma *frame* de referência. A título de exemplo, na figura 16 pode observar-se uma pista de atletismo com 3 corredores, em que o corredor “A” se desloca a 8m/s, 1 m/s e -1,5 m/s, respetivamente, em relação à linha de partida, em relação ao corredor “B” e em relação ao corredor “C”. São três descrições cinemáticas possíveis para a velocidade do corredor “A”.

Figura 16 – Importância da *frame* de referência do movimento (Knudson, 2007).

A velocidade pode, também, assumir a natureza vetorial. Neste caso a direção é uma característica essencial e a distância é substituída pelo deslocamento (distância final menos a distância inicial) na fórmula de cálculo. Através da equação 2 pode ser calculada a velocidade vetorial.

$$\vec{v}(m/s) = \frac{d(m)}{t(s)}$$

Sendo :
 \vec{v} – velocidade (vetorial)
d – deslocamento
t – tempo

Equação 2 – Velocidade vetorial

A última variável cinemática resulta da segunda derivada em relação ao tempo, ou da taxa de variação de velocidade, e é designada por aceleração. A aceleração é a rapidez com que varia a velocidade. A velocidade, como grandeza vetorial, como já foi referido, varia com os parâmetros da velocidade (escalar) e a direção. Este caráter vetorial da velocidade e da aceleração significa que é importante considerar a aceleração como uma grandeza “desequilibrada” numa direção particular. A aceleração de um objeto pode acelerá-lo, retardá-lo, ou mudar a sua direção. Assim, a definição algébrica de aceleração é traduzida pela equação 3.

$$a(m/s^2) = \frac{v(m)}{t(s)}$$

Sendo :

a – aceleração

v – velocidade

t – tempo

Equação 3 – Aceleração escalar

Um exemplo de aceleração é a aceleração gravítica a que está sujeito qualquer objeto sob o efeito do campo gravítico da Terra. O valor desta aceleração é igual a $9,81 \text{ m/s}^2$, o que significa que em cada segundo a velocidade do objeto aumenta $9,81 \text{ m/s}$.

Em suma, o fenómeno da aceleração ocorre quando existe uma variação de velocidade ou mudança de direção. Quando a taxa de variação de velocidade é constante, como acontece com a aceleração gravítica, apelida-se o movimento de uniformemente acelerado.

Movimento Angular

A cinemática angular é a descrição do movimento angular. A cinemática angular é particularmente adequada para o estudo do movimento humano, dado que a maior parte das articulações humanas tem a possibilidade de realizar uma, duas ou três rotações (Knudson, 2007).

Cada uma das variáveis cinemáticas lineares tem a sua correspondente variável angular (distância, deslocamento, velocidade e aceleração) bastando acrescentar o adjetivo “angular”. Para designar as variáveis angulares são utilizadas letras gregas em contraposição às letras árabes utilizadas para denominar as variáveis lineares.

O deslocamento angular (θ : teta) é o vetor angular que representa a mudança de posição angular de um corpo. Os deslocamentos angulares são medidos em graus ou em radianos (unidade adimensional igual a $57,3^\circ$). Como na cinemática linear, as *frames* de referência para as medições angulares são diferentes (Knudson, 2007). Na figura 17 é dado a observar um caso de ângulo absoluto (ângulo da coluna com o chão, *frame* de referência “imóvel”) e outro caso, de ângulo relativo (ângulo entre dois segmentos móveis). Exemplos de ângulos relativos são os ângulos articulares.

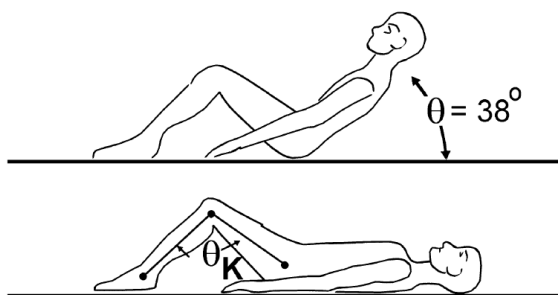


Figura 17 – Exemplo de ângulo absoluto e de ângulo relativo (Knudson, 2007).

A velocidade angular (ω : ómega) representa a taxa de variação da posição angular e é normalmente expressa em graus por segundo ($^{\circ}/s$) ou radianos por segundo (rad/s). A equação 4 é aplicada para o cálculo da velocidade angular.

$$\omega = \frac{\theta}{t}$$

Sendo :

ω – velocidade angular

θ – posição angular

t – tempo

Equação 4 – Velocidade angular

Velocidades angulares são vetores desenhados pela regra da mão direita, onde os dedos fletidos da mão representam o sentido de rotação e o polegar estendido é posicionado segundo o eixo de rotação e indica a direção do vetor velocidade angular. A figura 18 ilustra uma situação de uma articulação, particularmente a do joelho, onde esta assume duas posições angulares, permitindo deste modo obter a velocidade angular média do movimento (Knudson, 2007).

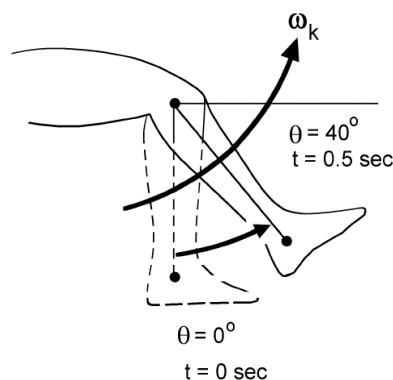


Figura 18 – Velocidade média angular na articulação do joelho (Knudson, 2007).

As velocidades angulares das articulações são particularmente relevantes na biomecânica porque representam a velocidade angular de movimentos anatómicos. Dado que os ângulos relativos são calculados entre segmentos anatómicos, as velocidades angulares calculadas representam a velocidade de flexão/extensão e outras rotações anatómicas. Em pesquisas biomecânicas é frequente o cálculo indireto dos ângulos articulares a partir de coordenadas

lineares (medições), provenientes de imagens vídeo, ou diretamente com eletrogoniómetros colocados nos sujeitos em movimento (Knudson, 2007).

Relativamente ao movimento angular mostrado na figura 15 e tendo em conta que o mesmo, hipoteticamente, demorou 0,5 s, a velocidade angular, ω_k , é igual a $80^\circ/\text{s}$ ($40^\circ/0,5$ s). O sinal é positivo, para sentido de rotação contrário aos ponteiros do relógio, porque a convenção assim o estabelece.

A taxa de variação da velocidade angular é a aceleração angular (α). As unidades típicas da aceleração angular são: $^\circ/\text{s}^2$ e rad/s^2 . Tal como a aceleração linear, esta deve ser tida como um efeito rotativo “desequilibrado”. Uma aceleração angular $-200 \text{ rad}/\text{s}^2$ significa que existe um efeito de desequilíbrio no sentido dos ponteiros do relógio que tende a rodar o objeto em estudo.

Os gráficos angulares cinemáticos são particularmente úteis para fornecerem descrições precisas de como os movimentos articulares ocorrem. Na figura 19 é ilustrado o deslocamento angular e a velocidade angular de um simples movimento de extensão e flexão do cotovelo no plano sagital. É de notar a maior complexidade dos dados cinemáticos à medida que se passa para grandezas de ordem superior (velocidade) (Knudson, 2007).

Numa análise aos gráficos é constatado um primeiro movimento de extensão desde os 37° (ângulo formado pelo braço e antebraço) até aos 146° , para pegar no livro, representando este um deslocamento angular positivo. Este movimento demora 0,6 segundos, mas o movimento de flexão, com o livro, ocorre mais lentamente. O gráfico que representa a correspondente velocidade angular mostra uma velocidade de extensão (positiva) e outra de flexão (negativa). O pico da velocidade angular ocorre aos 0,27 segundos e é de aproximadamente $300 \text{ }^\circ/\text{s}$. A velocidade do cotovelo na flexão aumenta e decresce mais gradualmente que na extensão (Knudson, 2007).

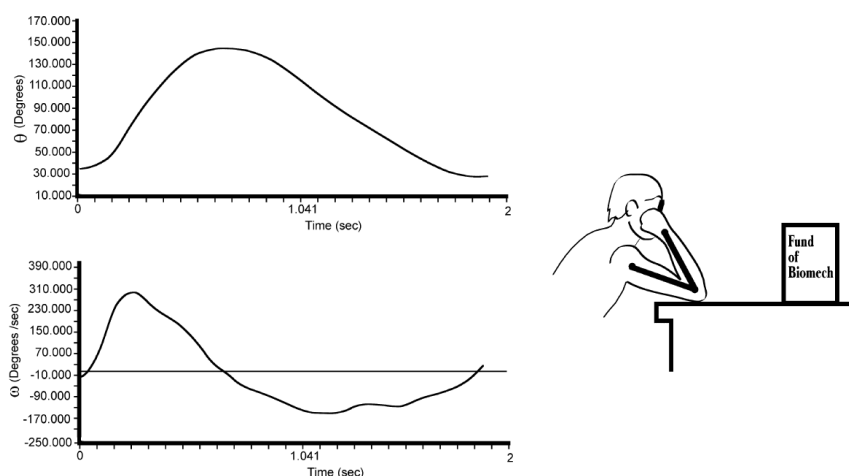


Figura 19 – Gráficos angulares cinemáticos relativos ao movimento de flexão e extensão do cotovelo (Knudson, 2007).

O gráfico das acelerações angulares não é apresentado. Contudo é sabido que as acelerações são tanto maiores quanto maior for o declive da curva da velocidade.

A cinemática linear e angular oferece aos cientistas importantes ferramentas para descrever e entender exatamente como o movimento ocorre. Os biomecânicos normalmente recorrem à trigonometria para calcular as variáveis cinemáticas angulares, a partir das coordenadas lineares dos segmentos corporais. Existe uma outra fórmula para converter dados cinemáticos lineares em angulares em condições especiais. É útil ilustrar porque o corpo tende a estender os segmentos antes de manobras de lançamento. A velocidade linear de um ponto num objeto a rodar, em torno de um eixo, pode ser calculada multiplicando a sua velocidade angular pela distância do eixo ao ponto (raio). A condição especial para aplicar esta fórmula prende-se com a necessidade da utilização de uma unidade adimensional para a velocidade angular, o rad/s. Assim, pode multiplicar-se o raio, por exemplo em metros, e obter uma velocidade linear em m/s. Importa registar que a velocidade angular e o raio são igualmente importantes na obtenção da velocidade linear (Knudson, 2007).

2.5.3 Dinâmica linear do movimento humano

A descrição e análise dos movimentos de translação e de rotação têm sido, até agora, concretizadas apenas com base em grandezas cinemáticas, mas para uma análise dinâmica completa devem ser contemplados os efeitos causados pela massa do corpo (inércia e momentos de inércia) e os efeitos provocados pelas forças (Abrantes, 2008).

No caso do movimento linear, a cinética fornece formas precisas para documentar as causas do movimento linear de todos os objetos. Um estudioso biomecânico para analisar as causas do movimento linear deve usar convenientemente as leis específicas e as variáveis mecânicas, tendo em consideração a natureza do movimento. As leis de Newton são mais adequadas quando existe o interesse pelos efeitos instantâneos. No caso do estudo do movimento em intervalos de tempo é normalmente utilizada a relação Impulso-Momento. Finalmente uma terceira abordagem de estudo das causas do movimento centra-se na distância percorrida no movimento e usa a relação Trabalho-Energia (Knudson, 2007).

As várias abordagens ao estudo das causas do movimento são apresentadas nos próximos parágrafos.

Primeira abordagem – Importância dos efeitos instantâneos

Isaac Newton foi o responsável, entre outras importantes descobertas científicas, pela descoberta das leis do movimento (Leis de Newton). Estas leis são essenciais para a compreensão do movimento que ocorre no corpo humano.

A primeira lei é conhecida como Lei da Inércia, pois descreve uma propriedade fundamental da matéria relacionada com o movimento. Newton afirmou que todos os corpos têm a propriedade inerente de resistir a uma mudança no seu estado de movimento. A primeira lei afiança que os objetos tendem a permanecer em repouso ou em movimento uniforme, a menos que sejam influenciados por uma força. A medida linear da inércia é traduzida pela massa e tem, naturalmente, o quilograma (Kg) como sua unidade do SI.

A segunda lei de Newton é a chamada lei fundamental da dinâmica. A equação que traduz esta lei é a famosa: força = massa x aceleração. Esta lei afirma que a aceleração adquirida por um dado objeto é proporcional à força resultante, com a mesma direção, e é inversamente proporcional à massa. Quanto maior for a força de desequilíbrio numa determinada direção maior é a aceleração do objeto nessa direção. Com o aumento da massa, a inércia do objeto tende a diminuir a aceleração, caso a força não seja alterada.

A terceira lei de Newton é a chamada lei da reação e é frequentemente enunciada como: “Para cada ação existe uma reação igual e em sentido oposto”. Assim, qualquer força exercida tem a contrapô-la uma outra força de igual intensidade e de sentido contrário (Knudson, 2007).

Segunda abordagem – Movimento ao longo do tempo

O movimento humano ocorre ao longo do tempo, de modo que muitas análises mecânicas têm por base intervalos de movimento relevantes. Por exemplo, caminhar tem um ciclo padronizado de movimento (Whittle, 2001), e muitos dos movimentos do desporto são divididos em fases (normalmente, preparação, ação e acompanhamento). As variáveis mecânicas frequentemente utilizadas neste tipo de análises são o impulso (J) e o *momentum* (p). Estas duas variáveis são relacionáveis entre si, com base no princípio da segunda lei de Newton: a mudança no *momentum* de um corpo é igual ao Impulso da força resultante nessa direção. Deste modo, a relação impulso – *momentum* é a segunda lei de Newton escrita para um intervalo de tempo em vez da versão instantânea ($F = m \times a$).

O impulso (J) é o resultado do produto da força pelo tempo ($J = F \times t$). Assim, o Impulso sobre um dado corpo pode ser alterado tanto pela amplitude da força como pela duração de aplicação da força. Por sua vez, *momentum* (p) é a grandeza vetorial que descreve a quantidade de movimento de um corpo. O *momentum* (p) é calculado como o produto da Massa pela velocidade ($p = m \times v$).

A associação entre o impulso (força ao longo do tempo) e a mudança no *momentum* (quantidade de movimento) é bastante útil na obtenção de uma compreensão mais aprofundada de muitos desportos. Muitos impactos, por exemplo, criam forças muito elevadas porque o intervalo de tempo de muitas colisões elásticas é extremamente curto. A manifestação aplicada da segunda lei de Newton como a relação impulso – *momentum* é o princípio “força – tempo”. Se uma pessoa aplicar uma força, ao longo de um período de tempo mais alargado (impulso elevado), ela será capaz de alcançar uma velocidade superior (mudança no *momentum*) àquela que se verificaria num intervalo de tempo mais curto. Infelizmente, em muitos movimentos humanos não existe uma quantidade ilimitada de tempo para aplicar forças, e existem várias características musculares mecânicas que complicam a aplicação deste princípio. O movimento pretendido, as características musculares e as forças mecânicas dos tecidos, em conjunto, afetam a aplicação ideal de forças responsáveis pelo movimento. Existem movimentos cujos autores têm a possibilidade de maximizar o tempo de aplicação da força para, com segurança, encetarem uma desaceleração controlada dos mesmos. A título de exemplo, durante um salto, aquando da aproximação ao piso, as pernas devem estar estendidas para que a amplitude de flexão destas seja a maior possível e permita a absorção das forças de impacto sem causar lesões (Knudson, 2007).

Terceira abordagem – Relação “trabalho – energia”

Na mecânica a energia é a capacidade de realizar trabalho. No entanto, esta pode tomar inúmeras formas (por exemplo: calorífica, química, nuclear, de movimento ou de posição). Existem três energias mecânicas que derivam do movimento ou da posição de um corpo. As energias de movimento são as energias cinéticas linear e angular (Knudson, 2007). A energia cinética linear ou de translação pode ser calculada utilizando a fórmula 5.

$$E_c(\text{linear}) = \frac{1}{2}mv^2$$

Onde:
 E_c – energia cinética linear (Joule)
 m – massa (Kg)
 v – velocidade (m/s²)

Equação 5 – Energia cinética linear

Existem várias características importantes desta fórmula. Destaca-se, o facto de a velocidade estar elevada ao quadrado, o que faz com que a energia de movimento dependa principalmente da velocidade. O expoente quadrático da velocidade elimina também o efeito do sinal ou a natureza vetorial desta. A energia cinética angular ou de rotação pode ser calculada através da equação 6.

$$E_c(\text{angular}) = \frac{1}{2}I\omega^2$$

Onde:
 E_c – Energia cinética angular (Joule)
 I – Momento de inércia (Kg m²)
 ω – velocidade angular (rad/s²)

Equação 6 – Energia cinética angular ou de rotação

A fórmula da energia cinética tem semelhanças com a do *momentum*. No entanto, existem grandes diferenças entre estas duas grandezas. Em primeiro lugar, o *momentum* é uma quantidade vetorial que descreve a quantidade de movimento numa dada direção. Por outro lado, a energia cinética é um escalar que traduz o trabalho que um objeto em movimento pode realizar. A variável *momentum* costuma documentar o estado atual do movimento, enquanto a energia cinética descreve o potencial para futuras interações.

Existem dois tipos de energia mecânica que os objetos conservam graças à sua posição ou forma. A energia potencial gravitacional é a energia da massa de um corpo em virtude da sua posição relativamente à terra. A equação 7 permite determinar esta forma de energia.

$$E_p = mgh$$

Onde:
 E_p – energia potencial (Joule)
 m – massa (Kg)
 g – aceleração da gravidade (m/s²)
 h – altura (metro)

Equação 7 – Energia potencial gravitacional

A energia potencial depende da massa do corpo, da aceleração, da gravidade e da altura. As energias de movimento e de posição seguem a lei da conservação da energia, pois quando uma aumenta a outra diminui na mesma proporção, e vice-versa.

Até agora, as energias mecânicas foram definidas como a capacidade de realizar trabalho mecânico. Deste modo, é o momento de definir trabalho. O trabalho mecânico realizado por um corpo é definido como o produto da força pelo deslocamento na direção da força. A equação 8 é empregue para determinar esta grandeza.

$$W = Fd$$

Onde:
W – trabalho(Joule)
F – força(Newton)
d – deslocamento(metro)

Equação 8 – Trabalho mecânico

O trabalho mecânico não corresponde diretamente ao sentido de esforço muscular que muitas vezes lhe atribuem. As ações isométricas, tendo um esforço considerável, não realizam trabalho mecânico. Esta dependência que o trabalho mecânico tem do deslocamento torna útil a relação trabalho – energia, em estudos biomecânicos onde o movimento de um objeto pode ter maior interesse do que fatores temporais (Knudson, 2007).

A potência mecânica é uma importante variável cinética para analisar muitos movimentos humanos porque incorpora o Tempo. Potência é definida como a taxa de realização de trabalho, deste modo a potência mecânica é o quociente entre o trabalho e o tempo. A máxima potência mecânica é alcançada pela combinação correta da força e velocidade que maximiza o trabalho mecânico realizado num corpo. Assim, a potência pode ser determinada, indistintamente, pela equação 9.

$$P = \frac{W}{t} = F \times v$$

Onde:
P – potência(Watt)
W – trabalho(Joule)
t – tempo(segundo)
F – força(Newton)
v – velocidade(m/s)

Equação 9 – Potência mecânica

2.5.4 Dinâmica angular do movimento humano

A dinâmica angular explica as causas do movimento rotativo e emprega muitas variáveis semelhantes àquelas que foram tratadas na dinâmica linear. De facto, as leis de Newton têm análogas angulares que explicam a criação de momentos de rotação. O momento resultante que atua num dado corpo cria uma aceleração inversamente proporcional à inércia angular conhecida por momento de inércia. A dinâmica angular é muito útil porque explica as causas das rotações articulares e promove uma forma quantitativa para determinar o centro de gravidade do corpo humano (Knudson, 2007).

O efeito rotativo gerado por uma força é conhecido por momento de uma força. Algebricamente, momento de uma força (F) é o produto da força pelo braço (b), que é a

distância perpendicular da linha da força ao eixo de rotação (Hall, 2012). Esta grandeza é traduzida pela equação 10.

$$M_F = F \times d_{\perp}$$

M_F – momento da força (Nm)
F – força (Newton)
d_⊥ – menor dist. entre a força e o eixo de rotação (metro)

Equação 10 – Momento de uma força

Assim, tanto a magnitude da força como o comprimento do braço afetam o valor do momento da força. O braço é a menor distância entre a linha de força e o eixo de rotação. Deste modo, uma força dirigida para o eixo de rotação não produz qualquer momento porque o braço é nulo (Hall, 2012). Na figura 20 é dado a observar a articulação do cotovelo em três posições distintas. A posição que assegura uma maior eficiência muscular é aquela em que a direção do músculo (ou da força) faz 90° com o antebraço, maximizando, deste modo, a distância “d”.

O momento de uma força é uma variável adequada para expressar a força muscular, porque não depende do ponto de aplicação da força sobre o membro.

O estado de rotação de um objeto depende do equilíbrio de momentos criados pelas forças que atuam no corpo. Todos os músculos de um grupo muscular são somados em conjunto

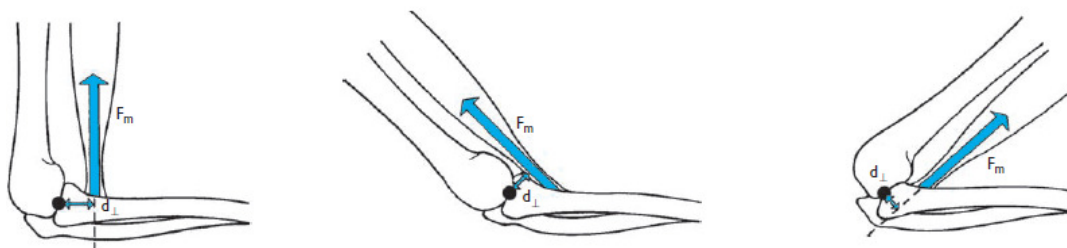


Figura 20 – Várias amplitudes para o braço do momento na articulação do cotovelo (Hall, 2012).

para criar um momento articular numa determinada direção. Estes momentos do grupo muscular devem ser também somados com os momentos dos músculos antagonistas, ligamentos, e forças externas para determinar o momento resultante na articulação (Knudson, 2007).

Um momento de força é o efeito mecânico que cria rotação, mas o que é a resistência ao momento angular? Na dinâmica linear foi visto que a massa é a medida mecânica da inércia. Na dinâmica angular, a inércia é medida pelo momento de inércia. Assim, o momento de inércia é a resistência à aceleração angular. Enquanto a massa de um corpo é constante, o corpo tem um número infinito de momentos de inércia, isto porque o corpo pode ser rodado em torno de um número infinito de eixos. O mais pequeno momento de inércia de um corpo num plano particular do movimento é sobre o seu centro de gravidade (I_0). Estudos biomecânicos também usam momentos de inércia sobre as extremidades distal (I_D) e proximal (I_P) dos segmentos corporais (Knudson, 2007). A equação 11 permite o cálculo do momento de inércia de um corpo rígido em torno de um eixo A.

$$I_A = \sum Mr^2$$

I_A – momento de inércia em torno do eixo A (Kg m^2)
 M – massa (Kg)
 r – raio (metro)

Equação 11 – Momento de inércia de um corpo rígido

A fórmula mostra que a resistência do corpo à rotação depende mais da distribuição da massa (r^2) do que propriamente da massa (M). Este grande aumento no momento de inércia resulta das mudanças na localização da massa relativamente ao eixo de rotação (porque “ r ” está ao quadrado) e este facto é muito importante no movimento humano. Modificações nos momentos de inércia dos segmentos corporais podem ajudar ou complicar o movimento, e o momento de inércia dos aparelhos ou ferramentas podem comprometer a sua eficácia.

O trabalho de medições vídeo da aceleração (derivada de 2º grau) com o uso das versões linear e angular da segunda lei de Newton é conhecido como dinâmica inversa. Estas análises, para compreenderem as forças e os momentos resultantes que criam movimento, foram feitas primeiro em laboratório com o uso de cálculos manuais trabalhosos e gráficos (Bresler & Frankel, 1950; Elftman, 1939), mas atualmente elas são realizadas com a ajuda de poderosos computadores e algoritmos computacionais. Os momentos de força resultantes nas articulações, calculados através da dinâmica inversa, não consideram a contração associada de grupos musculares e representam a soma de muitos músculos, ligamentos, contacto de articulações, e outras forças anatómicas (Winter, 1990). Apesar da inexatidão destes momentos resultantes (Hatze, 2000; Winter, 1990), a dinâmica inversa oferece boas estimativas dos sinais de controlo motor resultantes para a criação do movimento humano (Winter & Eng, 1995), e pode detetar alterações com a fadiga (Apriantono et al., 2006) ou a prática/aprendizagem (Schneider et al., 1989; Yoshida et al., 2004).

Um importante conceito que surge das primeira e segunda lei de Newton é o de equilíbrio. O equilíbrio mecânico ocorre quando as forças e os momentos das forças que agem num corpo são iguais a zero. A segunda lei de Newton é válida tanto para as condições lineares como para as angulares do equilíbrio estático ($F=0$, $M_F=0$), onde um corpo está imóvel ou com movimento de velocidade constante. O equilíbrio dinâmico refere-se à cinética dos corpos acelerados e faz uso da segunda lei de Newton ($\sum F=ma$, $\sum M_F=I\alpha$). Em certo sentido, o equilíbrio dinâmico cabe na definição de equilíbrio, caso as equações sejam reajustadas (i.e., $\sum F-ma=0$).

Os estudos biomecânicos usam, com frequência, análises estáticas e quase-estáticas (deste modo são evitadas dificuldades no cálculo preciso das acelerações) para estudar movimentos lentos, com pequenas acelerações. Os padrões de elevação ocupacionais estabelecidos pelo NIOSH baseiam-se em grande parte em modelos biomecânicos estáticos e análises de elevação (Knudson, 2007).

O equilíbrio e cinética angulares são as ferramentas mecânicas mais frequentemente utilizadas no estudo do equilíbrio. O centro de gravidade do corpo humano pode ser calculado pela soma dos momentos na forma de um equilíbrio estático.

Uma aplicação natural da cinética angular e da antropometria⁶ é a determinação do centro de gravidade do corpo. O centro de gravidade é a localização da atuação do peso (força gravítica) de um dado corpo no espaço. Esta localização é efetivamente o ponto teórico no espaço onde é possível substituir o peso de todo o corpo com uma força vertical descendente. Este ponto pode assumir uma posição no interior do corpo, sobre ou mesmo fora dele.

O centro de gravidade do corpo humano não é constante porque as suas articulações permitem que as massas dos segmentos corporais mudem de posição (Knudson, 2007).

2.6 Enquadramento Legal e Normativo

2.6.1 Legislação

No âmbito da segurança e higiene ocupacionais, normalmente, a legislação interna resulta da transposição de Diretivas Europeias.

A tabela 7 apresenta um conjunto de diplomas relacionados com a segurança e higiene no trabalho em geral e com os fatores músculo-esqueléticos em particular.

Do enquadramento legal dominante nesta área realçam-se os seguintes aspetos:

- É reconhecido ao trabalhador o direito à prestação de trabalho em condições que respeitem a sua segurança e saúde, asseguradas pelo empregador.
- O empregador deve assegurar ao trabalhador condições de segurança e de saúde em todos os aspetos do seu trabalho.
- A prevenção dos riscos profissionais deve assentar numa correta e permanente avaliação de riscos e ser desenvolvida segundo princípios, políticas, normas e programas aplicáveis em vigor.
- As normas e especificações técnicas na área da segurança e da saúde no trabalho relativas, nomeadamente, a metodologias e a procedimentos, a critérios de amostragem, a certificação de produtos e equipamentos são aprovadas no âmbito do SPQ.
- O empregador deve promover a adaptação do trabalho ao homem, especialmente no que se refere à conceção dos postos de trabalho, à escolha de equipamentos de trabalho e aos métodos de trabalho e produção, com vista a, nomeadamente, atenuar o trabalho monótono e o trabalho repetitivo e reduzir os riscos psicossociais.
- O trabalhador deve utilizar corretamente e de acordo com as instruções transmitidas pelo empregador, máquinas, aparelhos, instrumentos, substâncias perigosas e outros equipamentos e meios postos à sua disposição, designadamente os equipamentos de proteção coletiva e individual, bem como cumprir os procedimentos de trabalho estabelecidos.

⁶ Conjunto de técnicas utilizadas para medir o corpo humano ou suas partes.

- Entre outras naturezas de exposição a agentes, a exposição aos agentes físicos não devem constituir risco para a segurança e saúde do trabalhador, devendo o empregador assegurar esta condição nos locais de trabalho.
- O empregador deve adotar medidas de organização do trabalho adequadas ou utilizar os meios apropriados, nomeadamente equipamentos mecânicos, de modo a evitar a movimentação manual de cargas pelos trabalhadores.
- Sempre que não seja possível evitar a movimentação manual de cargas, o empregador deve adotar as medidas apropriadas de organização do trabalho, utilizar ou fornecer aos trabalhadores os meios adequados, a fim de que essa movimentação seja o mais segura possível.
- Os empregadores devem tomar medidas apropriadas quando:
 - Os esforços físicos solicitem, nomeadamente, a coluna vertebral e sejam frequentes ou prolongados;
 - Existam períodos de descanso fisiológico ou de recuperação insuficientes;
 - Os trabalhadores sejam submetidos a grandes distâncias de elevação, abaixamento ou transporte;
 - A cadência de trabalho não possa ser controlada pelo trabalhador.
- O empregador deve facultar aos trabalhadores expostos a riscos músculo-esqueléticos informação sobre:
 - Os riscos potenciais para a saúde derivados da movimentação manual de cargas;
 - O peso máximo e outras características da carga;
 - O centro de gravidade da carga e o lado mais pesado da mesma, quando o conteúdo de uma embalagem tiver uma distribuição não uniforme de peso.
- Os trabalhadores têm direito a receber formação adequada e informações precisas sobre a movimentação correta de cargas.

Tabela 7 – Conjunto de diplomas legais relacionados com a segurança e higiene no trabalho

Diploma	Âmbito
Diretiva 89/391/CEE → DL 102/2009	Estabelece as medidas destinadas a promover a melhoria da segurança e da saúde dos trabalhadores no trabalho
Diretiva 89/654/CEE → DL 347/93 e Portaria 987/93	Estabelecem as prescrições mínimas de segurança e de saúde nos locais de trabalho
Diretiva 89/655/CEE → DL 50/2005	Estabelece as prescrições mínimas de segurança e de saúde para a utilização pelos trabalhadores de equipamentos de trabalho
Diretiva 90/269/CEE → DL 330/93	Estabelece as prescrições mínimas de segurança e de saúde na movimentação manual de cargas
Diretiva 90/270/CEE → DL 349/93 e Portaria 989/93	Estabelecem as prescrições mínimas de segurança e de saúde respeitantes ao trabalho com equipamentos dotados de visor
Decreto Regulamentar 6/2001 e Decreto Regulamentar 76/2007	Aprova a lista das doenças profissionais e o respetivo índice codificado
DL 352/2007	Aprova a tabela nacional de incapacidades por acidentes de trabalho e doenças profissionais

2.6.2 Normas

As normas, muito embora, não tendo caráter de aplicação obrigatória assumem um papel muito útil, particularmente, nas prescrições de higiene e segurança do trabalho. Estas fornecem requisitos, especificações, diretrizes ou características que podem ser aplicados de forma consistente para assegurar a adequabilidade de produtos, processos e serviços a seus fins. No domínio da higiene e segurança ocupacionais, em particular no que concerne ao envolvimento do sistema músculo-esquelético, existem diversas normas técnicas que prescrevem valores limite de exposição ou outros, que salvaguardam os trabalhadores de potenciais riscos para a sua saúde.

A norma NP 4397 (IPQ, 2008), prevê que as organizações devem estabelecer, documentar, implementar, manter e melhorar continuamente o sistema de gestão da segurança e saúde do trabalho com base em requisitos e determinar como os vai cumprir.

As normas gerais de Ergonomia são aplicadas a uma ampla gama de situações, fornecendo procedimentos, práticas e considerações de projeto que asseguram, ao consumidor e trabalhador, produtividade, segurança e saúde. Além disso estas normas servem de base para as normas de Ergonomia para ambientes e indústrias com necessidades mais especializadas.

A título de exemplo, as normas que permitem a avaliação de posturas de trabalho estático estabelecem recomendações ergonômicas para diferentes tarefas de trabalho. Estas especificam limites recomendados para as posturas de trabalho estáticas sem carga ou apenas com um mínimo de carga externa, tendo em conta os ângulos do corpo e os aspetos temporais. São desenhadas para fornecer orientações sobre a avaliação de várias variáveis de tarefa, permitindo que os riscos para a saúde dos trabalhadores possam ser avaliados.

Outro exemplo, são as normas que especificam limites recomendados para levantamento manual e transporte, tendo em conta, nomeadamente, a intensidade, a frequência, e a duração da tarefa. Estas normas são projetadas para fornecer orientações sobre diferentes variáveis da tarefa, possibilitando que os riscos para os trabalhadores possam ser estimados.

Estas normas preveem situações de exceção, nomeadamente quanto à população feminina e jovens, tendo em conta a menor capacidade muscular desta população.

3 OBJETIVOS, MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Objetivos da Dissertação

3.1.1 Objetivos gerais

Entre outros fatores, as posturas de trabalho otimizadas assumem um papel determinante para a consecução de tarefas e locais de trabalho seguros e mais produtivos. Para que tal desiderato seja conseguido é indispensável realizar a avaliação postural e proceder às respetivas correções, caso exista risco significativo de lesão. A avaliação das posturas de trabalho, conforme é referido na revisão bibliográfica, assenta em três grandes grupos de métodos: os autorrelatos, os métodos observacionais e os métodos diretos ou instrumentais. Por sua vez, os métodos observacionais podem ser simples ou terem uma abordagem mais elaborada, nomeadamente com o recurso a computadores e imagem vídeo.

Atualmente não existem estudos sobre muitos dos métodos observacionais suportados por computador e imagem vídeo. Deste modo, é propósito deste estudo analisar posturas e movimentos a partir de imagens captadas através de câmara de vídeo.

Esta avaliação postural tem como objeto de análise uma tarefa específica de trabalho. Para esta, será obtido um registo vídeo e, posteriormente, este será examinado em computador com o auxílio do programa “Kinovea”, dado o facto de ainda não terem sido encontrados registos da aplicação deste programa no domínio da análise postural. Até à atualidade, o Kinovea tem sido usado particularmente na área do desporto. Deste modo, interessa atestar a sua aplicabilidade no domínio, agora, em investigação.

Paralelamente existe a pretensão de avaliar a mesma tarefa recorrendo à observação direta e estudar a variabilidade entre observadores para questionar a dispersão dos resultados obtidos. A observação direta foi também suportada por *frames*-tipo que, aliás, materializam os *inputs* para o programa Kinovea.

Em última análise, interessará identificar os pontos fortes e as fraquezas resultantes da aplicação do método de análise/edição de imagem “Kinovea” no domínio particular da análise de posturas e de movimento.

3.1.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste trabalho são os seguintes:

- Recolher os parâmetros posturais relativos à tarefa analisada, com recurso ao Kinovea e imagens de vídeo;
- Avaliar o risco postural através do método REBA, com base nos dados obtidos por meio do Kinovea;
- Avaliar o risco postural através do método REBA com base nos dados obtidos por meio de observação direta apoiada em imagens (realizada pelos 9 observadores);

- Comparar os resultados da avaliação do risco postural: os obtidos através dos dados recolhidos por meio do Kinovea com os resultantes da observação direta sustentada em imagens.

3.2 Materiais e Métodos

3.2.1 Apresentação do Objeto de Estudo

A atividade profissional de um jardineiro envolve uma diversidade de tarefas mais ou menos mecanizadas. Uma destas tarefas é a de roçador (operador de máquinas de cortar relva e arbustos). Embora, não exista registo de LMERT associadas nem quaisquer estudos que demonstrem efeitos negativos para a saúde na realização desta tarefa, a complexidade da postura e de movimentos aconselha uma avaliação da postura e do movimento padrão.

O ensaio desta tarefa ocorreu em ambiente real e em condições simuladas. A tarefa teve lugar num jardim particular, sob condições climatéricas favoráveis (com sol, sem chuva e vento fraco).

A tarefa em causa é executada por um roçador, quando este manipula uma roçadora (máquina de corta relva) motorizada, na atividade de manutenção de jardins.

Antes da captação de imagem foi efetuada uma análise prévia da tarefa para definir a parte desta com maior interesse e relevância para o estudo, tendo em conta aspetos como a duração, a força, a repetitividade, e a criticidade postural.

A imagem vídeo obtida, por meio de câmaras digitais, foi posteriormente objeto de edição para que fossem alcançados os objetivos propostos no trabalho. O tratamento de imagem vídeo permite obter em cada instante a postura adotada pelo trabalhador segundo tantos pontos de vista quantas as câmaras utilizadas na obtenção do registo. Para a observação direta foi, apenas, necessário identificar as *frames*-tipo relevantes para o estudo.

De acordo com a natureza da tarefa em estudo e critérios previamente estabelecidos, foi escolhido um método de avaliação postural fundamentadamente adequado – o REBA. Neste método de avaliação postural foram utilizados os dados das imagens vídeo mais pertinentes e que poderiam conduzir a um resultado credível.

3.2.2 Meios humanos

Para a simulação da tarefa foi possível contar com a colaboração de um operador experiente de máquina roçadora. Antes do ensaio foram colocados no corpo do operador alguns marcadores com o intuito de realçar os pontos articulares potencialmente necessários para a análise postural, bem como acautelar possíveis exigências do programa informático.

Para a análise postural, por observação direta, foi possível contar com um grupo de nove pessoas que se disponibilizaram para apurar alguns aspetos críticos da tarefa através dos

vídeos e suas *frames*-tipo. Posteriormente, estas mesmas pessoas procederam à avaliação postural segundo o método REBA.

Importa referir que os participantes (de ambos os sexos) nesta avaliação de posturas e de movimento, por observação direta, tinham idades compreendidas entre os 28 e os 72 anos. Qualquer dos participantes possuía as competências cognitivas necessárias para responder eficazmente ao desafio proposto. Antes dos participantes acederem ao repto tiveram conhecimento do objetivo do estudo e da sua importância. Durante a aplicação do método REBA, todos os participantes foram sendo elucidados relativamente àquilo que era pedido em cada uma das suas etapas.

3.2.3 Meios materiais

Para a captura do evento foram utilizadas duas máquinas fotográficas digitais, cujas características podem ser observadas na tabela 8. Estas foram posicionadas em pontos estratégicos de forma a obter-se os dados posturais mais concludentes.

Tabela 8 – Especificações técnicas das câmaras utilizadas no ensaio

	Máquina fotográfica/vídeo (posicionada superiormente)	Máquina fotográfica/vídeo (posicionada lateralmente)
Marca	SONY	CANON
Modelo	DSC-W320	EOS 1100D
Resolução	14.1 Mega Pixels	12.2 Mega Pixels
Lentes	Carl Zeiss – lente grande-angular de 26 mm	EFS lenses
Outras características óticas	SteadyShot	3 Disparos/segundo e captura de vídeo em HD ISO 6400

A máquina roçadora utilizada na simulação tem as características constantes da tabela 9. Por meio de um arnês a máquina é fixa e suspensa numa posição lateral ao corpo. A utilização do arnês permitiu distribuir o peso da máquina pelos dois ombros, reduzindo deste modo a exigência de esforço braçal.

Tabela 9 – Especificações técnicas da roçadora motorizada

Características técnicas da roçadora	
Marca	Kawasaky
Motor	Gasolina a 2 tempos
Peso	10 Kg (aprox.)
Comprimento	1,75 Metros
Distância entre hastes do guiador	0,47 Metros

A necessidade de medir as diversas variáveis cinemáticas obrigou à utilização de um elemento referencial. Na figura 21 é possível observar o elemento referencial adotado (banco em madeira) que permite a calibração métrica das imagens vídeo.

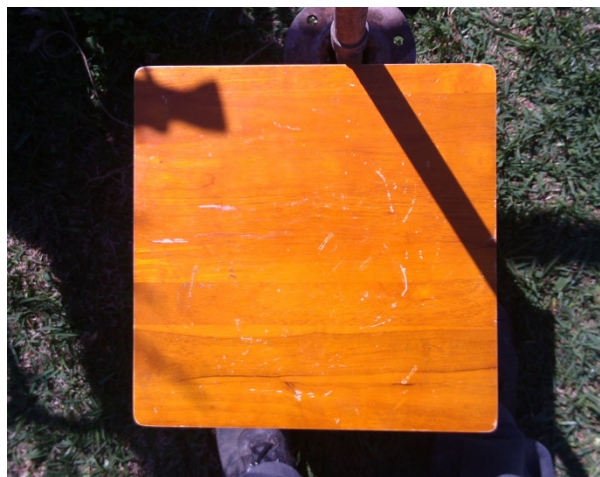


Figura 21 – Elemento referencial para as variáveis cinemáticas

Este elemento referencial tem, naturalmente, dimensões antecipadamente conhecidas o que permite ao programa de tratamento de imagem vídeo, depois da calibração, caracterizar qualquer deslocamento ou velocidade de qualquer ponto de interesse na imagem. Na figura 22 é mostrada a leitura da dimensão de referência em ambas as imagens.



Figura 22 – Leitura das dimensões de referência em ambas as imagens

Para o tratamento de dados (vídeo) recorreu-se a meios informáticos dos quais importa salientar o computador e o programa informático gratuito de análise de imagem vídeo, denominado Kinovea.

Este programa informático de análise de imagem vídeo tem o *layout* apresentado na figura 23. Basicamente, ele programa permite identificar no vídeo as zonas de interesse e acompanhá-las (seguimento) ao longo das *frames*.

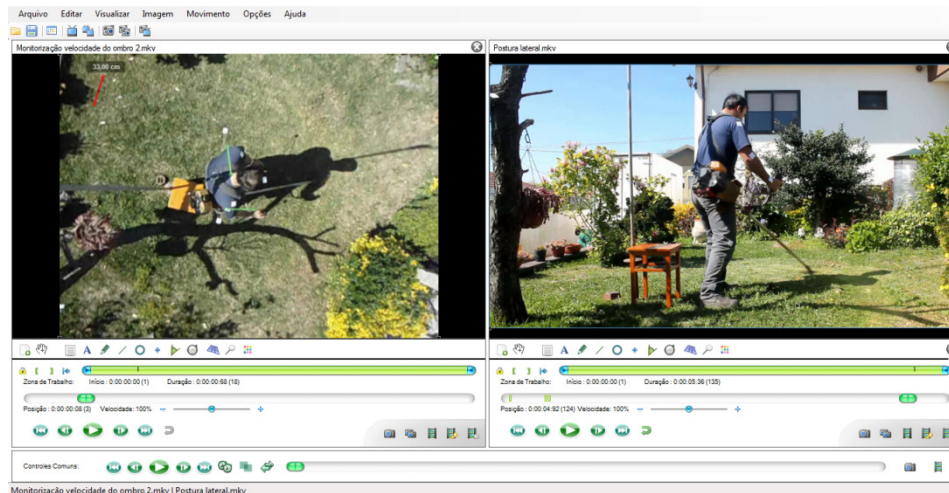


Figura 23 – Layout do KINOVEA

Este programa permite apresentar uma ou duas telas de captura, tal como de reprodução de imagem.

3.2.4 Metodologia de Ensaio e de Tratamento de Dados

O cenário de simulação contou com dois pontos de observação (filmagem) conforme é possível observar na figura 24. As câmaras, tal como os demais meios, foram expostas às condições ambientais exteriores, dado que a simulação teve lugar em contexto real. As câmaras ocuparam posições estratégicas de forma a captar uma vista lateral (plano sagital) e uma vista superior (plano transversal).



Figura 24 – Localização e disposição das câmaras no cenário de ensaio

O ensaio decorreu durante o tempo necessário à captura da postura representativa da tarefa de um operador de roçadora. O operador assumiu uma colocação no cenário de modo a permitir a aquisição de perspetivas frontais aos planos sagital e transversal do operador. A figura 25 mostra de forma esquemática a posição relativa do operador e das câmaras durante o ensaio.

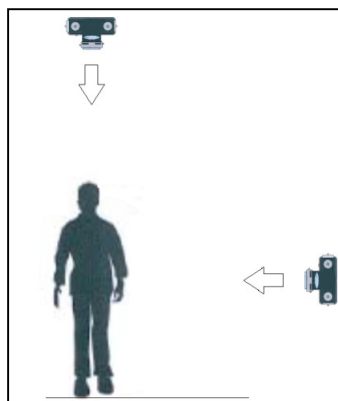


Figura 25 – Posição relativa do operador e das câmaras no ensaio

Conforme já foi dito, foram apostos no operador diversos marcadores que obedeceram a uma distribuição determinada. A distribuição escolhida foi a seguinte: 5 marcadores do lado direito do operador (pulso, cotovelo, ombro, joelho e tornozelo) e 5 marcadores na parte superior (cabeça, 2 nos ombros, e outros 2 em extensões ao nível da anca). Importa referir que o marcador previsível para a vista lateral, na anca, foi suprimido por ter uma importância relativa reduzida e simultaneamente ficar encoberto pela máquina roçadora. De forma esquemática é mostrada na figura 26 a posição dos vários marcadores no corpo humano.

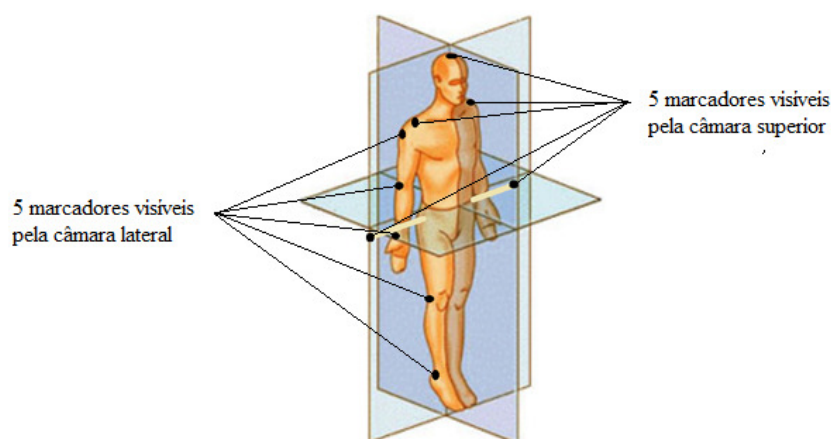


Figura 26 – Localização dos marcadores no corpo do operador

Após a captura dos dados, os registos vídeo foram trabalhados no programa informático, em ambiente laboratorial, de modo a se obter os dados cinemáticos necessários à avaliação postural. O Kinovea permitiu exibir e tratar os dois vídeos captados pelas câmaras, de

forma sincronizada, de maneira a ser possível observar a mesma tarefa, momentânea ou continuamente, de dois pontos de vista distintos. Na figura 27 é possível observar um dado instante da tarefa a partir dos dois pontos de vista estabelecidos.



Figura 27 – Sincronização dos registos vídeo (as 2 câmaras registam o mesmo instante)

A ligação dos diversos pontos articulares de interesse permite determinar a postura 2D do operador em cada momento. Para se conseguir obter comprimentos, deslocamentos e velocidades dos membros corporais em verdadeira grandeza é necessário que o corpo ocupe uma posição particular relativamente à câmara. No caso da vista lateral, isto implica que o plano sagital se encontre na posição frontal relativamente ao ponto de captação de imagem. Na figura 28 é mostrada a vista lateral com os vários pontos articulares unidos entre si. Neste arranjo corporal o plano sagital encontra-se posicionado frontalmente à câmara de vídeo.

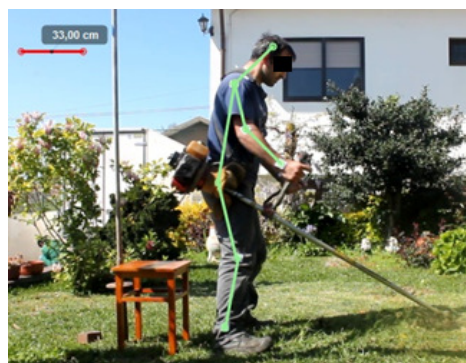


Figura 28 – União dos pontos articulares (postura segundo o plano sagital)

Os dados cinemáticos obtidos a partir das imagens vídeo, em particular das *frames*-tipo, fornecidos pelo Kinovea, foram compilados e preparados para serem os *inputs* do método de avaliação postural adotado (REBA). Simultaneamente as mesmas *frames*-tipo da tarefa foram extraídas do vídeo e utilizadas para darem suporte à avaliação postural por observação direta. O método de avaliação postural (REBA) emprega os dados, assim obtidos, para devolver um valor numérico que comporta, em si, informação relativa às medidas de ação preconizadas.

3.2.5 Método de Avaliação Postural

As tarefas apresentam graus de exigência física, psíquica, organizacional e social muito distintos. Conseqüentemente, e em prol de uma avaliação mais precisa, esta diferença implica a necessidade de uma seleção criteriosa dos métodos de avaliação postural para que estes se possam adequar o mais possível às tarefas em estudo. As premissas subjacentes a cada um dos métodos de avaliação postural resultam normalmente de situações particulares ou específicas, o que conduz inevitavelmente a um campo restrito de aplicação dos mesmos.

Após uma análise dos métodos de avaliação postural disponíveis, e da especificidade da tarefa em estudo, verifica-se que o método de avaliação “REBA” apresenta uma boa solução de compromisso no tocante à simplicidade de aplicação, às partes do corpo expostas ao risco de LMERT e à natureza da tarefa.

Através da utilização da folha de pontuação, são pontuados os segmentos corporais para depois pontuar a postura. A pontuação inicial é feita por grupos, grupo A (tronco, pescoço e pernas) e grupo B (braço, antebraço e pulsos).

As pontuações das posturas do grupo B são efetuadas separadamente para o lado direito e para o lado esquerdo, tal como pode ser visualizado na figura 29.

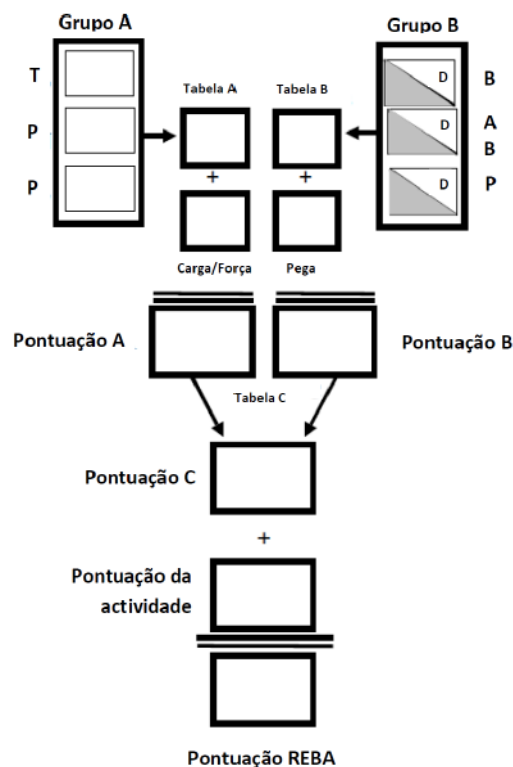


Figura 29 – Sistema de pontuação do método REBA (adaptado de McAtamney & Hignett, 2000)

Dependendo da posição, podem ser adicionados ou subtraídos pontos. Por exemplo, no grupo B, se o braço for suportado na sua posição, é deduzido um ponto na pontuação. A

pontuação para a carga/força, para a pega e para a atividade são efetuadas nesta fase. O processo pode ser repetido para cada lado do corpo ou para outras posturas.

Para a determinação da pontuação REBA são utilizadas diversas tabelas (ver ficha⁷ de aplicação do método, no anexo A) quer para a atribuição da pontuação aos diversos segmentos quer para o cálculo das pontuações das combinações e, finalmente, para o cálculo da pontuação final do REBA. À pontuação final obtida corresponde um nível de ação e respetiva ação corretiva, conforme a tabela 10.

Tabela 10 – Níveis de ação do método REBA (adaptado de McAtamney & Hignett, 2000)

Pontuação	Nível de risco	Nível de ação	Ação
1	Insignificante	0	Nenhuma
2 - 3	Baixo	1	Pode ser necessária
4 - 7	Médio	2	Necessária
8 - 10	Alto	3	Necessária brevemente
11 - 15	Muito alto	4	Necessária de imediato

⁷ Fornecida por Practical Ergonomics, em 2013

4 TRATAMENTO E ANÁLISE DE DADOS

Este capítulo é composto na sua essência por duas partes. A primeira parte dedica ênfase à recolha de dados com recurso a imagem vídeo. São, deste modo, apresentados os dados representativos da tarefa, recolhidos através de imagem, e com relevância para o índice de carga postural.

Na segunda parte são descritos os resultados parciais e totais da avaliação postural da tarefa proposta a estudo.

4.1 Extração de dados posturais

4.1.1 A partir de imagens editadas no Kinovea

Mediante uma prévia observação da postura, proporcionada pela vista lateral, é evidente uma flexão do tronco e do pescoço de cariz temporariamente estática, por períodos inferiores a 1 minuto. Esta postura resulta da necessidade do operador dirigir a sua atenção para o disco de corte da máquina roçadora. Com o contributo do programa Kinovea é possível determinar com significativa precisão as amplitudes angulares destas flexões. Na figura 30 é possível observar as leituras dos ângulos absolutos (relativamente à vertical) resultantes das flexões do tronco e do pescoço.



Figura 30 – Leitura das flexões absolutas do tronco e do pescoço

Os pés do operador apoiam ambos no solo sendo que a carga corporal da máquina é distribuída equitativamente pelas coxas e pernas. Na figura 31 pode observar-se o ângulo formado entre as coxas e as pernas.



Figura 31 – Leitura do ângulo entre a coxa e a perna (180° - ângulo de flexão da perna)

Nesta tarefa, os braços e mãos assumem uma função muito interventiva e de grande exigência. Uma vez que a execução da tarefa obriga o operador a manter o disco de corte numa posição próxima e, sensivelmente, constante do solo, os braços são obrigados a garantir o controlo posicional (inclinação) da máquina. A necessidade de fazer rodar a máquina no movimento de avanço e recuo do disco, no processo de corte, solicita os braços a movimentos de flexão e extensão de pequena escala. Na figura 32 podem observar-se os ângulos de flexão do braço e antebraço direitos no momento em que o plano sagital do operador está posicionado frontalmente à câmara lateral.

Relativamente à postura das mãos, é notória uma posição cerrada e contraída, por longos períodos de tempo. No entanto, esta postura é necessária para segurar convenientemente a máquina e permitir os movimentos desejados. Por seu turno, a qualidade da pega é considerada boa, independentemente da postura.

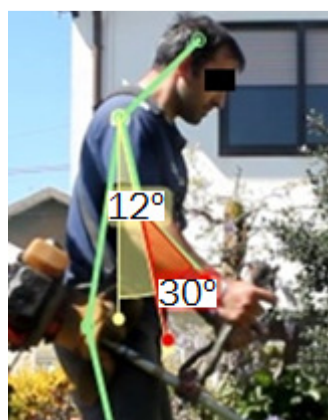


Figura 32 – Posições do braço e do antebraço direitos (ambos apresentam flexões)

A segunda câmara, posicionada numa posição superior ao operador, permitiu captar uma perspetiva diferente da tarefa. Esta perspetiva facilitou a visualização da posição do pulso do operador da máquina, durante a realização da tarefa, e mostrou que este apresentava uma postura normalmente estática e aproximadamente neutra, conforme é possível observar na figura 33.



Figura 33 – Alinhamento do pulso (praticamente alinhado)

Deste modo, com o recurso à visualização e análise das imagens lateral (segundo o plano sagital) e superior (segundo o plano transversal) foi possível obter uma série de dados posturais necessários à avaliação do risco postural. Na tabela 11 é apresentada a compilação destes dados.

A perspetiva superior, além da valência já referida, permitiu avaliar os movimentos de rotação e translação segundo o plano transversal. Notoriamente, estes movimentos possuem uma natureza cíclica.

Tabela 11 – Compilação dos dados dimensionais relevantes (vista lateral)

	Tipo de postura adotada	Amplitude do movimento/postura	Natureza da postura	Há movimento noutra plano?
Coluna	Flexão	9°	Mista (Estática + Dinâmica)	Sim (torção)
Pescoço (cabeça)	Flexão	37°	Mista (Estática + Dinâmica)	Não
Ombro (braço)	Flexão	12°	Mista (Estática + Dinâmica)	Sim (torção)
Cotovelo (antebraço)	Flexão	30°	Mista (Estática + Dinâmica)	Não
Pulso	Neutra	2°	Estática	Não
Coxa - perna	Flexão	37°	Mista (Estática + Dinâmica)	Sim (torção)

Assim, importa caracterizar este movimento nas suas duas vertentes (translação e rotação). Na figura 34 pode observar-se o percurso de um dos marcadores ao nível da anca.

Deste modo, é fácil de constatar que ao nível da anca, e sobre o eixo longitudinal, existe uma rotação de 88°. Por sua vez o eixo longitudinal sofre uma translação de 9,94 centímetros, durante o ciclo da tarefa. Este movimento ocorre devido à rotação e flexão/extensão das pernas e coxas (nas articulações da anca, joelho e tornozelo).



Figura 34 – Movimentos de rotação e translação ao nível da anca

Ao nível dos ombros verificam-se, conseqüentemente, também movimentos de rotação e de translação. Na figura 35 é dado a observar a amplitude destes movimentos.

A amplitude de rotação ao nível dos ombros é de 96° , enquanto o movimento de translação é igual a 39,92 cm. Estes valores têm o solo como referencial. Caso se pretenda determinar a rotação da coluna ter-se-á que encontrar a diferença angular entre o valor ao nível da anca e aquele que se verifica ao nível dos ombros. Do mesmo modo se procede relativamente aos movimentos de translação. Conseqüentemente regista-se uma rotação igual a 8° , e uma flexão da coluna, ainda não quantificada, resultante dos diferentes deslocamentos de translação, verificados ao nível da anca e dos ombros.

Além dos deslocamentos, o programa de tratamento de imagem Kinovea permite monitorizar também as velocidades dos pontos de interesse. As velocidades assumem particular interesse na medida em que as suas variações (acelerações), associadas às massas, podem contribuir para o desenvolvimento de novas forças.



Figura 35 – Movimento de rotação e translação ao nível dos ombros

As velocidades ao nível e sobre os ombros, apuradas durante o ciclo da tarefa, são apresentadas na figura 36. A velocidade foi registada a cada 1/3 de segundo. Importa referir que estas velocidades são resultado do movimento composto (rotação e translação).

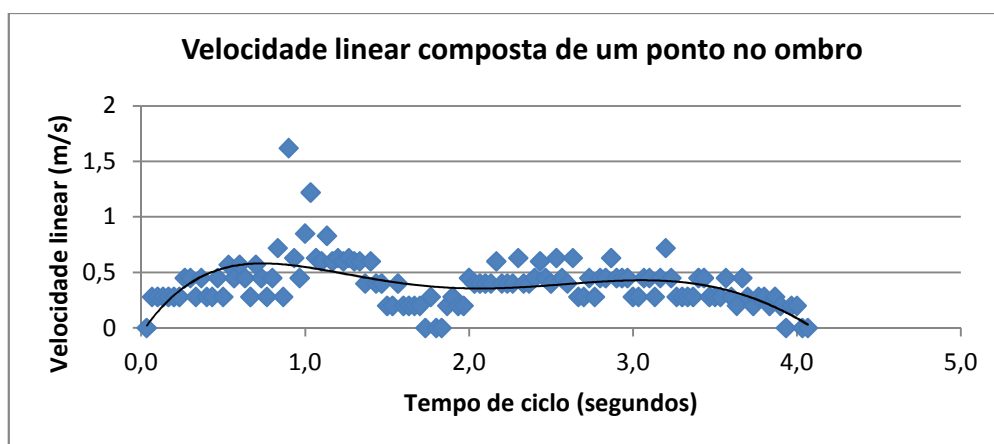


Figura 36 – Velocidade composta de um ponto sobre um ombro

Após análise ao gráfico das velocidades é possível atestar que a velocidade dominante não atingiu 1 m/s. Apenas foram registados dois valores acima de 1 m/s, pelo que estes devem ser encarados de forma crítica (o Kinovea, no processo de seguimento do marcador, nem sempre demonstra rigor posicional). Deste modo, a velocidade média do ombro é de 0,39 m/s com variações pouco relevantes.

Na tabela 13 é dado a observar a natureza da postura adotada por cada uma das partes corporais. Cada uma das partes corporais pode adotar uma posição neutra ou desviada desta posição, gerando naturalmente uma dada carga, e conseqüentemente maior potencial de dano para o corpo. Outro dado relevante prende-se com a natureza mais ou menos estática ou dinâmica da tarefa.

Tabela 12 – Caracterização da postura do operador - roçador

	Postura neutra?	Postura Estática relativamente ao elemento contíguo?	Há repetitividade?	Em que planos existe deslocamento?
Cabeça	Não	Praticamente	-	Sagital
Pescoço	Não	Praticamente	-	Sagital
Ombro	Não	Não	Sim	Transversal
Braço	Não	Não	-	Transversal e sagital
Antebraço	Não	Praticamente	-	Transversal e sagital
Pulso	Praticamente Neutra	Sim	-	-
Mão	Não	Sim	-	-
Cotovelo	Não	Praticamente	-	Sagital e frontal
Coluna/tronco	Não	Praticamente	-	Sagital e transversal
Coxas	Não	Não	Sim	Sagital e transversal
Pernas	Não	Não	Sim	Sagital e transversal

4.1.2 A partir da observação direta apoiada em fotografias

Os dados posturais, de natureza angular, recolhidos por observação direta com o recurso a fotografias são apresentados na tabela 14.

Tabela 13 – Dados posturais angulares obtidos por observação direta

Zona corporal	Observadores (leitura das medidas angulares, °)								
	Nº1	Nº2	Nº3	Nº4	Nº5	Nº6	Nº7	Nº8	Nº9
Cabeça	40	30	48	40	30	45	25	30	45
Tronco	10	10	28	16	15	11	10	10	15
Pernas	25	30	40	38	40	42	25	30	30
Braço	18	10	25	15	12	10	5	10	15
Antebraço	40	45	44	45	40	42	45	40	45
Pulso	10	5	6	5	4	8	0	5	3

Além destes dados posturais sustentados em valores angulares, os observadores, na sua estimativa, também apreciaram os fatores de carga/força, de pega e de atividade. Dada a maior objetividade destas variáveis, os respetivos valores seguiram uma tendência uniforme.

4.2 Análise dos dados posturais

A análise dos dados posturais foi realizada segundo duas origens, a das imagens editadas pelo Kinovea e a das observações diretas apoiadas em imagens. A comparação entre estas duas origens de dados considera como variáveis, apenas, as várias medidas angulares lidas nas respetivas fontes. Deste modo os resultados obtidos nas outras vertentes da avaliação REBA (por exemplo: nas pontuações da atividade, da pega e da carga) são constantes.

4.2.1 Adquiridos nas imagens editadas pelo Kinovea

Os dados obtidos através do Kinovea foram, posteriormente, utilizados para avaliação do risco postural com o REBA. O REBA utiliza sequencialmente os diversos dados até se obter o valor final, que determina a medida de ação correspondente. Na figura 37 é apresentado o quadro de análise da postura do pescoço, do tronco e das pernas, onde é assinalada cada uma das posturas adotada na tarefa.

Tronco	Movimento	Pontuação	Alterações à pontuação
	Erecto	1	+1 se houver <u>rotação</u> ou flexão lateral do tronco
	Flexão 0°-20° Extensão 0°-20°	2	
	Flexão 20°-60° Extensão >20°	3	
	Flexão >60°	4	
Pescoço	Movimento	Pontuação	Alterações à pontuação
	Flexão 0°-20°	1	+1 se houver rotação ou flexão lateral do pescoço
	>20° Flexão ou Extensão	2	
Pernas	Posição	Pontuação	Alterações à pontuação
	Peso bilateral, andando ou sentado	1	+1 se a flexão dos joelhos entre 30° e 60° +2 se a flexão dos joelhos >60° (apenas em pé)
	Peso unilateral ou postura instável	2	

Figura 37 – Quadro de análise da postura do pescoço, do tronco e das pernas

As pontuações de cada uma das partes corporais resultam dos respetivos ângulos e dos fatores de agravamento aplicáveis.

Com base nas pontuações obtidas no quadro da figura 37 foi construída a tabela A. Na tabela 15 pode observar-se a pontuação da tabela A, do método REBA, bem como o procedimento tido para a sua consecução.

Tabela A	Pontuação do pescoço												
	Pontuação das pernas	1				2				3			
		1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Pontuação do tronco	1	1	2	3	4	1	2	3	5	3	3	5	6
	2	2	3	4	5	3	4	5	6	4	5	6	7
	3	2	4	5	6	4	5	6	7	5	6	7	8
	4	3	5	6	7	5	6	7	8	6	7	8	9
	5	4	6	7	8	6	7	8	9	7	8	9	9

Tabela 14 – Pontuação da tabela A (combinação das posturas do pescoço, tronco e pernas)

Para a obtenção da pontuação A deve ser adicionada a pontuação da carga/força à pontuação da tabela A. Dado que a carga suportada pelo operador da máquina não ultrapassa os 10 Kg a pontuação correspondente é igual a 1. Deste modo, a pontuação A é igual a 6 (valor da pontuação da tabela A + valor da pontuação da carga/ força).

Na figura 38 é apresentado o quadro de análise da postura dos braços, dos antebraços e dos pulsos. Aqui, também, são identificadas as posturas adotadas na tarefa em estudo. Além das pontuações decorrentes das posições angulares das referidas partes corporais, é considerado, neste caso, o agravamento inerente à existência de rotação do braço.

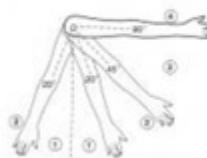
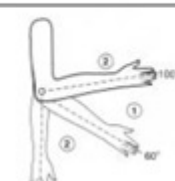
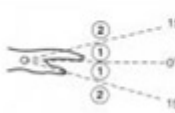
Braço	Posição	Pontuação	Alterações à pontuação
	Extensão 20° a flexão 20°	1	+1 se houver abdução ou rotação de braço +1 se elevar o ombro -1 se apoiado suportando o peso do braço
	Extensão > 20°	2	
	Flexão 20°-45°	3	
	Flexão >90°	4	
Antebraço	Movimento	Pontuação	Alterações à pontuação
	Flexão 60°-100°	1	
	Flexão < 60° Flexão > 100°	2	
Pulso	Movimento	Pontuação	Alterações à pontuação
	Flexão/extensão 0° - 15°	1	+1 se houver desvio ou rotação do pulso
	Flexão/extensão >15°	2	

Figura 38 – Quadro de análise da postura dos braços e dos pulsos

Tendo por base as pontuações obtidas no quadro da figura 38 foi construída a tabela B do método de avaliação REBA. Na tabela 16 é possível ver a pontuação da tabela B, do REBA, bem como o procedimento tido para a sua consecução.

Tabela B	Pontuação do antebraço						
		1			2		
	Pontuação do pulso	1	2	3	1	2	3
Pontuação do braço	1	1	2	2	1	2	3
	2	1	2	3	2	3	4
	3	3	4	5	4	5	5
	4	4	5	5	5	6	7
	5	6	7	8	7	8	8
	6	7	8	8	8	9	9

Tabela 15 – Pontuação da tabela B (combinação das posturas do braço, antebraço e pulso)

O contributo da qualidade da pega para a obtenção da pontuação B é nulo na medida em que esta é considerada de boa qualidade. Deste modo, a pontuação B mantém o valor da tabela 16, que é igual a 2.

As pontuações A e B, por combinação, vão dar origem à pontuação C. A tabela 17 permite obter esta pontuação, que assume o valor 6.

Pontuação A (pontuação da tabela A + pontuação da carga/ força)	Tabela C											
	Pontuação B, (valor da tabela B + pontuação da pega)											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	1	1	1	2	3	3	4	5	6	7	7	7
2	1	2	2	3	4	4	5	6	6	7	7	8
3	2	3	3	3	4	5	6	7	7	8	8	8
4	3	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9
5	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9	9
6	6	6	6	7	8	8	9	9	10	10	10	10
7	7	7	7	8	9	9	9	10	10	11	11	11
8	8	8	8	9	10	10	10	10	10	11	11	11
9	9	9	9	10	10	10	11	11	11	12	12	12
10	10	10	10	11	11	11	11	12	12	12	12	12
11	11	11	11	11	11	12	12	12	12	12	12	12
12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12

Tabela 16 – Pontuação da tabela C (combinação das pontuações A e B)

Para se alcançar a pontuação final do método REBA resta apenas adicionar a pontuação C à pontuação da atividade. A pontuação da atividade é igual a 2 porque é admitida a existência de, pelo menos, uma parte corporal que permanece estática durante um período superior a 1 minuto e, simultaneamente ocorrem pequenos movimentos repetitivos com uma frequência superior a 4 vezes por minuto. Assim sendo, a pontuação final é igual a 8. Segundo o método de avaliação postural REBA, esta pontuação configura um nível de risco alto.

Ou seja, a ação recomendada aponta para a necessidade de medidas, a curto prazo, que permitam reduzir o risco para o trabalhador.

4.2.2 Adquiridos a partir da observação direta apoiada em fotografias

A amostra de nove observações posturais diretas, realizadas em contexto real simulado e com apoio em fotografias, produziram um conjunto de informação que é descrita nos parágrafos seguintes.

A figura 39 apresenta o tratamento estatístico (a média e o desvio padrão) dos dados posturais angulares entendidos pelos observadores.

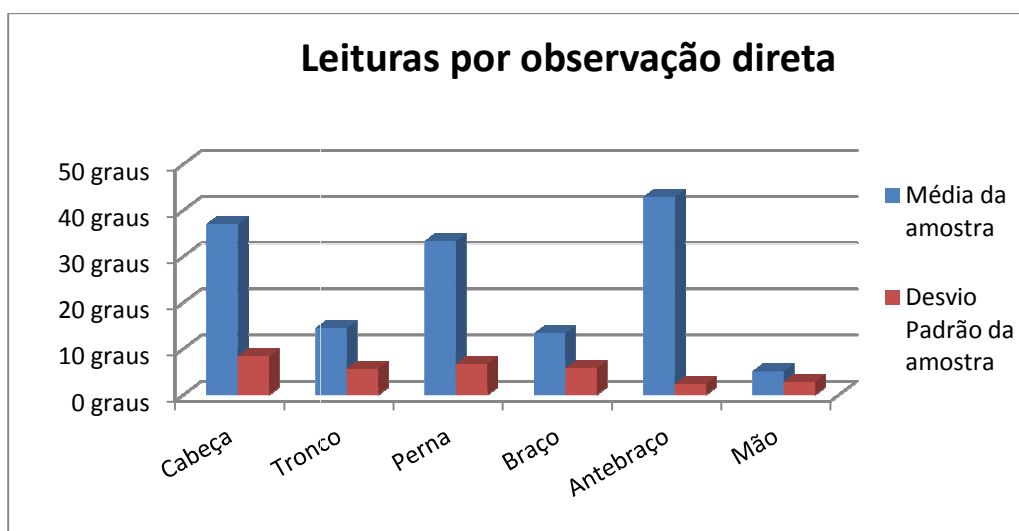


Figura 39 – Dados estatísticos das leituras por observação direta

A avaliação postural REBA efetuada pelo grupo de observadores, baseada na observação direta, ditou um conjunto de dados não uniformes. Esta diversidade de resultados pode ser comprovada pela representação do gráfico da figura 40. Este gráfico dá, também, a conhecer a proporção de cada um dos resultados finais no contexto global da amostra.

O gráfico da figura 40 mostra que 78% dos observadores obtiveram uma pontuação REBA entre 8 e 10 pontos (risco elevado) enquanto apenas 22% dos observadores obtiveram risco médio (Pontuação de 6). Deste modo, o nível de risco predominante é o risco elevado LMERT.

Como já é conhecido, neste estudo, a tarefa objeto de análise mereceu duas abordagens distintas de recolha de dados para a avaliação postural. Muito embora a ferramenta de avaliação postural REBA tenha sido comum às duas abordagens, os *inputs* destas tiveram proveniências diferentes. Enquanto no primeiro caso a leitura das medidas angulares proveio apenas da observação direta da tarefa com suporte em fotografias, no segundo existiu o auxílio de um programa informático (Kinovea) para obter as mesmas variáveis angulares.

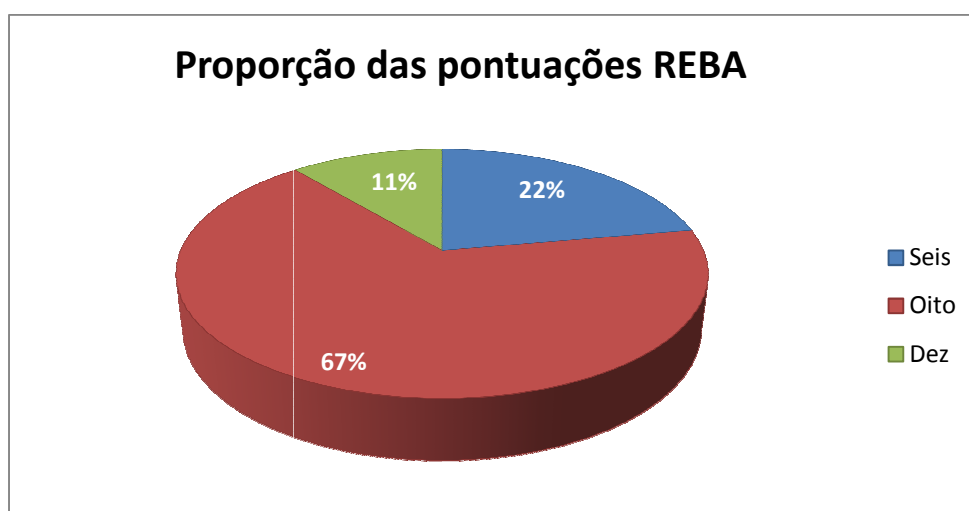


Figura 40 – Proporção das pontuações REBA obtidas por observação direta

4.2.3 Dados editados no Kinovea vs Dados provenientes da observação direta

Na figura 41 pode observar-se a comparação entre as amplitudes angulares obtidas por observação direta (neste caso, os valores da média da amostra) e aquelas que resultaram da edição das imagens vídeo correspondentes, no Kinovea.

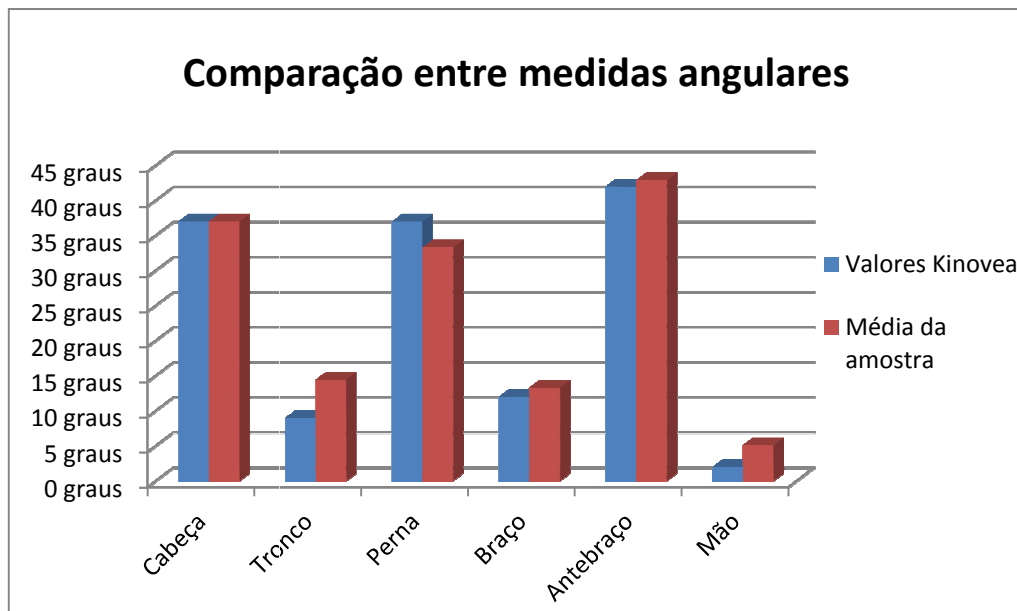


Figura 41 – Comparação entre dados obtidos por meio do Kinovea e dados apurados por observação direta

Os resultados da avaliação postural provenientes da observação direta da tarefa, em termos de média, ditam uma subestimativa apenas para a posição das pernas. As médias das medidas angulares das diferentes partes corporais divergem de forma desigual, sendo que, no caso a posição da cabeça, esta é coincidente com a medida proveniente do Kinovea. Deste modo, é conveniente estabelecer uma comparação entre estes e os resultados obtidos com a ajuda do Kinovea. Dado que o nível de risco resultante da avaliação postural com recurso ao Kinovea foi igual a 8 pontos, verifica-se que em 67% dos casos há concordância com a avaliação resultante da observação direta, por comparação com os dados do gráfico da figura 40. Mas, caso se tenha em consideração que o método REBA atribui ao nível de risco elevado o intervalo de pontuações [8,10] a consonância entre as duas avaliações (resultantes de diferentes formas de obtenção de dados posturais) adquire ainda uma dimensão superior (78%).

5 DISCUSSÃO

A avaliação de posturas e de movimento desenvolvida neste trabalho produziu resultados que devem ser analisados em termos absolutos e em termos relativos.

A avaliação postural por observação direta apoiada em imagens evidenciou uma dispersão absoluta dos resultados (medida pelo desvio padrão) algo significativa, dado que, ao nível da cabeça, tronco, pernas e braços, esta variável ultrapassou os 5 graus. Já se a análise incidir no quociente dos valores dos desvios padrão pela média, para cada uma das partes corporais, obtém-se uma perspectiva diferente dos resultados. Neste caso, para as partes corporais mão, braço e tronco são ultrapassados os 35% de variabilidade.

A avaliação das posturas adotadas na tarefa estudada, sustentada em duas formas diferentes de obtenção de dados posturais, proporcionou resultados distintos pelo que deve ser estabelecido um paralelismo entre elas. Assim, uma diferença que ressalta à evidência tem que ver com o facto dos dados resultantes da observação direta terem uma natureza qualitativa, na medida em que o observador não tem meios de medida (apenas pode emitir uma estimativa), ao passo que a análise de imagem vídeo permite obter um resultado próximo do real (neste caso apenas são introduzidos erros inerentes ao processo, tal como a roupa utilizada pelo operador, uso ou não de marcadores, etc.). Pelo facto dos resultados provenientes da observação direta terem uma natureza qualitativa é que se verifica, frequentemente, uma dispersão significativa dos valores angulares entre observadores. Genaidy et al. (1993) num estudo científico analisaram a possibilidade de erro numa estimativa visual da dimensão dos ângulos de flexão do ombro e concluíram que havia uma sobre estimativa dos ângulos compreendidos entre 1° e 60° e uma subestimativa para ângulos compreendidos entre os 60° e 180°. Neste estudo também se verificou uma variabilidade, mas com tendências diferenciadas consoante a ordem de grandeza angular.

No caso da análise de imagem vídeo em computador, apenas houve uma leitura da postura estudada, pelo que não existe informação referente à variabilidade do respetivo processo.

O método de avaliação postural REBA assenta numa análise qualitativa da postura. Por este motivo os dados obtidos por observação direta, embora díspares, na fase pré REBA, acabam por não ter a mesma expressão após a aplicação do mesmo método. Verifica-se, assim, que a sensibilidade do método parece ser relativamente baixa, dado que, embora tenham sido observadas variações angulares importantes, estas não têm reflexos tão importantes no resultado da avaliação postural.

Os resultados obtidos parecem indicar que a avaliação postural pelo método REBA, efetuada com base na observação direta apoiada em imagens, parece subestimar o risco (apenas 78% dos observadores obtiveram um nível de risco igual ou superior ao obtido com base nos dados obtidos através do Kinovea) quando comparada com a avaliação, por meio do mesmo método, mas com base nas medidas angulares obtidas através do Kinovea. Isto poderá indicar que, mesmo tendo em conta a aparentemente reduzida sensibilidade do método, a recolha de dados através do Kinovea poderá proporcionar dados mais fiáveis para a aplicação do método e, conseqüentemente, proporcionar uma avaliação do risco mais correta.

O resultado da avaliação postural com recurso a análise de imagem vídeo, por meio do Kinovea, reúne algumas vantagens relativamente à avaliação por observação direta. Este método quando apoiado pelo Kinovea permite obter valores angulares com menores margens de erro, a captura de dados não exige a presença do avaliador *in loco*, nem a participação de outros avaliadores, não carece de grandes competências para a sua utilização, é prático de utilizar, não tem qualquer custo para o utilizador (é um programa informático gratuito) e permite determinar, diretamente, a velocidade dos movimentos. Embora com algumas limitações, o Kinovea permite uma análise de imagem vídeo, em tarefas que envolvam posturas/movimentos segundo mais do que um plano. Embora a complexidade do movimento/postura seja notória, como é o caso da tarefa estudada, consegue-se a medição das diversas variáveis cinemáticas por via de duas imagens vídeo 2D segundo planos pré-determinados. Deste modo, é possível visualizar a postura no domínio “tridimensional” não se limitando à postura no plano, através de uma única imagem 2D.

Naturalmente, o Kinovea tem também algumas desvantagens, tais como a maior morosidade do processo de análise de imagem vídeo, requer um cuidadoso posicionamento das câmaras que permita a captura das posturas nos planos adequados (sagital, frontal e transversal) sob pena de não oferecer posições em verdadeira grandeza, exigir a disponibilidade de material informático. Além disso, no caso de se associar a um método de avaliação postural como o REBA, o maior rigor dos dados utilizados poderá não se traduzir numa avaliação diferente daquela que se obtém com base nos dados obtidos por simples observação.

Por outro lado, embora seja possível um conhecimento “tridimensional” da tarefa, é impossível encontrar a posição rigorosa no espaço, através da análise dos dados com este programa informático, já que este programa não tem, a montante, o suporte tecnológico essencial, com o recurso a um algoritmo de triangulação, que permita determinar com rigor as coordenadas espaciais dos pontos de interesse a partir de, pelo menos, dois pontos distintos de observação do evento. Também, apesar de permitir determinar a velocidade de determinados pontos corporais, o Kinovea poderá fornecer dados pouco precisos, devido à variabilidade da posição da câmara (fixa) relativamente ao operador (móvel), em dois ou três eixos cartesianos. Outra dificuldade inerente prende-se com a decomposição do movimento em movimento linear e movimento angular. No entanto, a tarefa analisada no presente estudo (operador de máquina roçadora), devido à baixa e estável ordem de grandeza das velocidades, registou acelerações/desacelerações com pouco significado, não havendo assim lugar à contabilização das forças resultantes.

6 CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS

6.1 Conclusões

Neste trabalho, a avaliação de posturas e de movimento teve como objeto de análise uma tarefa executada por um operador de máquina roçadora. Para que esta avaliação pudesse acontecer, a captura dos dados posturais ocorreu de duas formas distintas: por meio de análise de imagem vídeo e através de observação direta apoiada em imagens. Os dados posturais encontrados serviram, então, de *inputs* ao método de avaliação postural REBA. Esta avaliação permitiu, assim, testar ambas as formas de captação de dados posturais, bem como aferir da adequabilidade do método de avaliação postural adotado.

Quanto à captura da imagem, foi possível concluir que a posição da câmara, relativamente ao trabalhador, é decisiva para a qualidade dos dados a obter mais à frente. Caso a postura tenha uma componente dinâmica relevante, como é a do caso da tarefa do roçador, os movimentos do trabalhador não devem ultrapassar os limites de movimento admitidos por cada ponto de filmagem. As roupas utilizadas, aquando do ensaio, devem ser justas para não introduzirem erro no processo e devem ter, de preferência, uma cor bem definida ou ter marcadores apostos bem visíveis, durante toda a tarefa, para que os pontos articulares possam ser devidamente localizados.

Relativamente à edição/tratamento da imagem vídeo, o Kinovea permitiu através das suas ferramentas de edição assinalar, com bastante facilidade, os pontos articulares e os segmentos que os ligam. Assim, a recolha dos dados posturais processou-se de uma forma prática tendo, sem dificuldade, permitido identificar todos os ângulos necessários à avaliação. Também permitiu determinar a velocidade dos pontos articulares, contudo este programa revelou algumas dificuldades no seguimento de marcadores pouco definidos ou com fraco contraste.

Os meios de obtenção de dados posturais utilizados (a edição de imagem no Kinovea e a observação direta) produziram resultados distintos. Os dados da observação direta, mais de cariz qualitativo, registaram uma variabilidade significativa. Deste modo, conforme o meio de obtenção de dados posturais considerado, resultaram *inputs* distintos para o método de avaliação postural REBA. Apesar dos *inputs* do método REBA terem maior inconstância, quando provenientes da observação direta, os resultados finais fornecidos pelo método REBA não refletiram muita diferença entre as duas metodologias adotadas. Este resultado parece evidenciar uma sensibilidade relativamente reduzida do método REBA.

Na tarefa estudada, e considerando a escolha do método de avaliação postural (REBA), concluiu-se que os dados obtidos por observação direta, em 78% das observações, produziram um resultado coincidente com o da avaliação baseada nos dados obtidos por meio da análise de imagem vídeo. Aparentemente, este facto mostra alguma falta de sensibilidade do método REBA, face a pequenas variações dos dados posturais. Contudo, os resultados da avaliação postural resultantes da observação simples evidenciaram uma

subvalorização do risco em 22% das observações, facto que pode apontar para uma avaliação menos fiável.

Independentemente do resultado da avaliação postural, o método de análise de imagem para a tarefa analisada demonstrou as seguintes mais-valias:

- Permite obter valores angulares com pequenas margens de erro (o erro depende das variáveis do processo);
- A observação não exige a presença do avaliador *in loco*, nem a participação de outros avaliadores;
- Não carece de grandes competências para a sua utilização;
- É prático de utilizar;
- Não tem qualquer custo para o utilizador (é um programa informático gratuito);
- Permite determinar, diretamente, a velocidade dos movimentos;
- Com algumas reservas, permite analisar posturas em dois ou três planos.

Como desvantagens, este método de análise de imagem vídeo evidencia os seguintes aspetos:

- É ligeiramente mais moroso do que por observação direta;
- Exige que as posições das câmaras possibilitem a captura das posturas nos planos adequados (sagital, frontal e transversal), sob pena de não oferecer posições em verdadeira grandeza;
- Obriga à disponibilidade de material informático;
- Embora seja possível um conhecimento “tridimensional” da tarefa, é impossível alcançar a posição rigorosa no espaço através da análise dos dados com o programa informático (Kinovea);
- Apenas permite determinar a velocidade de alguns pontos corporais, quando a análise se cinge a um único plano;
- Dificuldade inerente à decomposição do movimento em movimento linear e movimento angular.

Embora sejam necessários mais estudos, o presente trabalho parece apontar para uma maior precisão dos parâmetros posturais obtidos através do Kinovea, relativamente àqueles que são obtidos por observação direta. Assim, considerando os resultados obtidos e o custo intrínseco ao método de análise de imagem, concluiu-se que é possível obter um significativo rigor na leitura das posturas com um baixo investimento.

Sendo este método de análise de imagem gratuito e de utilização bastante amigável, parece ser uma ótima alternativa à observação direta, pois é igualmente acessível e, aparentemente, mais rigoroso e mais polivalente.

6.2 Perspetivas Futuras

A avaliação postural com recurso a imagem tem uma enorme margem de evolução, fruto de um vasto número de técnicas, métodos e tecnologias disponíveis e, potencialmente, aplicáveis.

Em trabalhos futuros, é sugerida a aplicação do Kinovea a tarefas com outro tipo de exigências, nomeadamente, com movimentos mais rápidos e mais acelerados. Dado que esta é uma das potenciais valências do programa, seria possível certamente determinar forças de inércia presentes nas tarefas.

Um aspeto a melhorar, na avaliação postural com recurso a imagem vídeo, seria encontrar, para cada modelo de tarefas, o perfeito “casamento” entre os meios de tratamento de imagem (ex.: Kinovea) e o método que trata e devolve o resultado da avaliação. Assim, seria interessante analisar a sensibilidade de outros métodos de avaliação de risco às variações dos parâmetros posturais obtidos pelos dois métodos aqui utilizados. Detalhes como a sensibilidade do método aos seus *inputs* e a duração da tarefa deverão, pois, ser considerados neste tipo de avaliação.

Para além do método ótico apresentado neste trabalho, é possível obter e tratar a imagem vídeo de outras formas mais avançadas. A utilização de câmaras múltiplas de alta velocidade e marcadores passivos ou ativos, a par de programas informáticos fortemente evoluídos, torna possível a obtenção de dados posturais em tempo real e com elevados níveis de precisão. Hoje em dia, entre outros domínios, estes meios têm uma ampla aplicação no domínio da biomecânica em áreas como o desporto e medicina, onde a precisão e a velocidade de captura são fatores críticos. Compete, certamente, aos agentes decisores, analisar a conveniência destes meios tão sofisticados, na medida em que estes também conduzem inevitavelmente a custos de investimento material e técnico muito significativos.

Os métodos instrumentais são uma forte alternativa aos métodos observacionais com recurso a imagem vídeo. Estes já têm aplicabilidade noutras áreas, embora na área ocupacional ainda não pareçam estar devidamente explorados.

7 BIBLIOGRAFIA

- Abrantes, J. M. C. S. (2008). *Fundamentos e Elementos de Análise em Biomecânica do Movimento Humano*. Lisboa: MovLab - Universidade Lusófona.
- Aggarwal, J. K., & Cai, Q. (1997, 16 Jun 1997). *Human motion analysis: a review*. Paper presented at the Nonrigid and Articulated Motion Workshop, 1997. Proceedings., IEEE.
- Apriantono, T., Nunome, H., Ikegami, Y., & Sano, S. (2006). The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. *Journal of Sports Sciences*, 24(9), 951-960.
- Armstrong, T. J., Buckle, P., Fine, L. J., Hagberg, M., Jonsson, B., Kilbom, A., et al. (1993). A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 19, 73-74.
- Ascher, C. (1976). *Variações da postura na criança*. São Paulo: Manole.
- Ayoub, M. M., & Mital, A. (1989). *Manual materials handling*. London: Taylor & Francis.
- Bao, S., Silverstein, B., & Spielholz, P. (2006). *The Washington State SHARP Approach to Exposure Assessment.*: CRC Press.
- Baumberg, A. (1995). *Learning Deformable Models for Tracking Human Motion*. The University of Leeds, UK.
- Bernard, B. (1997). *Musculokeletal disorders (MSDs) and workplace factors.*: NIOSH.
- Bongers, P., de Winter, C., Kompier, M., & Hildebrandt, V. (1993). *Psychosocial factors at work and musculoskeletal disease.*: Scand J Work Environ Health 19.
- Bresler, B., & Frankel, J. (1950). The forces and moments in the leg during level walking. *Trans. Asme*, 72(27), 25-35.
- Buckle, W. P., & Devereux, J. (2002). The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics*, 33(3), 207-217.
- Burdorf, A. (1992). Exposure assessment of risk factors for disorders of the back in occupational epidemiology. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 18(1), 1-9.
- Burton, A. K. (1986). Regional lumbar sagittal mobility; measurement by flexicurves. *Clinical Biomechanics*, 1(1), 20-26.
- Cailliet, R. (1988). *Low back pain syndrome* (Vol. Ed. 4 edition): F.A. Davis Co. (Philadelphia).
- Cappozzo, A., Marchetti, M., & Tosi, V. (1992). *Biolumotion: A century of research using moving pictures*. Rome: Promograph.
- Carvalho, F., & Tavares, J. (2005). *Metodologias para Identificação de Faces em Imagens: Introdução e Exemplos de Resultados*. Paper presented at the Congreso de Métodos Numéricos de Ingeniería, Granada - España.
- Christmansson, M. (1994). The HAMA-Method: a new method for analysis of upper limb movements and risk for work-related musculoskeletal disorders *Proceedings of the 12th Triennial Congress of the International Ergonomics Association/ Human Factors Association of Canada* (pp. p. 173-175). Toronto (Mississauga: Human Factors Association of Canada).

- ChunMei, L., & Ferrier, N. J. (2004). A digital video system for the automated measurement of repetitive joint motion. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 8(3), 399-404.
- Corlett, E. N., Madeley, S. J., & Manenica, I. (1979). Posture Targeting: A Technique for Recording Working Postures. *Ergonomics*, 22(3), 357-366. doi: 10.1080/00140137908924619
- Correia, P., & Pereira, F. (1998). The role of analysis in content-based video coding and indexing. *Signal Processing*, 66(2), 125-142.
- Dane, D., Feuerstein, M., Huang, G. D., Dimberg, L., Ali, D., & Lincoln, A. (2002). Measurement Properties of a Self-Report Index of Ergonomic Exposures for Use in an Office Work Environment. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 44(1), 73-81.
- David, G. C. (2005). Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Occupational Medicine*, 55(3), 190-199.
- Elftman, H. (1939). Forces and energy changes in the leg during walking. *American Journal of Physiology--Legacy Content*, 125(2), 339-356.
- EUROFOUND. (2007) *Quarto Inquérito Europeu sobre as Condições de Trabalho*.
- Fransson-Hall, C., Gloria, R., Kilbom, Å., Winkel, J., Karlqvist, L., & Wiktorin, C. (1995). A portable ergonomic observation method (PEO) for computerized on-line recording of postures and manual handling. *Applied Ergonomics*, 26(2), 93-100.
- Fransson-Hall, C., Gloria, R., Kilbom, A., Winkel, J., Karlqvist, L., & Wiktorin, C. (1995). A portable ergonomic observation method (PEO) for computerised on line recording of postures and manual handling., 26: 93-100.
- Frings-Dresen, M. H. W., & Kuijer, P. P. F. M. (1995). The TRAC-system: An observation method for analysing work demands at the workplace. *Safety Science*, 21(2), 163-165.
- Gavrila, D. M. (1999). The Visual Analysis of Human Movement: A Survey. *Computer Vision and Image Understanding*, 73(1), 82-98.
- Genaidy, A. M., Simmons, R. J., Guo, L., & Hidalgo, J. A. (1993). Can visual perception be used to estimate body part angles? *Ergonomics*, 36(4), 323-329.
- Gil, H. J. C., & Tunes, E. (1989). Posture recording: A model for sitting posture. *Applied Ergonomics*, 20(1), 53-57.
- Godfrey, A., Conway, R., Meagher, D., & ÓLaighin, G. (2008). Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical Engineering & Physics*, 30(10), 1364-1386.
- Gonçalves, P., Tavares, J., & Jorge, R. (2007). Sementação de Objectos Representados em Imagens segundo Princípios Físicos.
- Gonzalez, R. C., & Woods, R. E. (2002). *Digital Image Processing* (2nd edition ed.): Prentice Hall.
- Greenberg, A. D., & Greenberg, S. (1995). *Digital Images: A Practical Guide*: McGraw - Hill.
- Greene, D., & Roberts, S. (1999). *Kinesiology: movement in the context of activity*. St. Louis: Mosby.
- Guerra-Filho, G. (2005). Optical motion capture: theory and implementation. *Journal of Theoretical and Applied Informatics*, 12(2), 61-89.

- Hagberg, M., Silverstein, B., Wells, R., Smith, M., Hendrick, H., Carayon, P., et al. (1995). Work related musculoskeletal disorders (WMSDs) A reference book for prevention (pp. p. 421). London: Taylor & Francis.
- Hall, S. J. (2012). *Basic Biomechanics* (6th edition ed.): McGraw-Hill.
- Hatze, H. (2000). The inverse dynamics problem of neuromuscular control. *Biological Cybernetics*, 82(2), 133-141.
- Hignett, S., & McAtamney, L. (2000). Rapid Entire Body Assessment (REBA). *Applied Ergonomics*, 31(2), 201-205.
- Holte, M. B., Cuong, T., Trivedi, M. M., & Moeslund, T. B. (2012). Human Pose Estimation and Activity Recognition From Multi-View Videos: Comparative Explorations of Recent Developments. *Selected Topics in Signal Processing, IEEE Journal of*, 6(5), 538-552.
- Holzmann, P. (1982). ARBAN—A new method for analysis of ergonomic effort. *Applied Ergonomics*, 13(2), 82-86.
- HSE, H. S. E.-. (2006). Cost benefit studies that support tackling musculoskeletal disorders. Reino Unido.
- IPQ. (2008). Sistemas de gestão da segurança e saúde do trabalho *Requisitos*. Portugal.
- Jahne, B. (2004). *Practical Handbook on Image Processing for Scientific and Technical Applications*. (2nd edition ed.): CRC Press.
- Jarrett, M. D., Andrews, B. J., & Paul, J. P. (1974). Quantitative analysis of locomotion using television. Montreux - Switzerland: World Congress of ISPO.
- Jeffery, M. L. (2001). Using digital image processing for the assessment of postural changes and movement patterns in bodywork clients. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 5(1), 11-20.
- Kadefors, R., & Forsman, M. (2000). Ergonomic evaluation of complex work: a participative approach employing video-computer interaction, exemplified in a study of order picking. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25(4), 435-445.
- Kambhamettu, C., Goldgof, D. B., Terzopoulos, D., & Huang, T. S. (1994). Nonrigid motion analysis.
- Karhu, O., Kansi, P., & Kuorinka, I. (1977). *Applied Ergonomics*, 8(null), 199.
- Kee, D., & Karwowski, W. (2001). LUBA: an assessment technique for postural loading on the upper body based on joint motion discomfort and maximum holding time. *Applied Ergonomics*, 32(4), 357-366.
- Kemmlert, K. (1995). A method assigned for the identification of ergonomic hazards — PLIBEL. *Applied Ergonomics*, 26(3), 199-211.
- Kendall, F., McCreary, E., & Provance, P. (1995). *Músculos, Provas e Funções*. (4ª Edição ed.). São Paulo: Editora Manole Ltda.
- Keyserling, W. M. (1986). Postural analysis of the trunk and shoulders in simulated real time. *Ergonomics*, 29(4), 569-583.
- Khan, S., & Shah, M. (2001). *Object based segmentation of video using color, motion and spatial information*. Paper presented at the Computer Vision and Pattern Recognition, 2001. CVPR 2001. Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on.
- Kilbom, A. (1994). Assessment of physical exposure in relation to work-related musculoskeletal disorders--what information can be obtained from systematic

- observations? *Scandinavian journal of work, environment & health*, 20 Spec No, 30-45.
- Kisner, C. C., L. . (1992). *Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas* (2ª edição ed.). São Paulo: Editora Manole.
- Knoplich, J. (1986). *Viva bem com a Coluna que Você Tem: dores nas costas, tratamento e prevenção*. São Paulo: Ibrasa.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics* (2th edition ed.). California - USA: Springer.
- Kuorinka, I., Jonsson, B., Kilbom, A., Vinterberg, H., Biering-Sørensen, F., Andersson, G., et al. (1987). Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. *Applied Ergonomics*, 18(3), 233-237.
- Li, G., & Buckle, P. (1998). A Practical Method for the Assessment of Work-Related Musculoskeletal Risks - Quick Exposure Check (QEC). *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 42(19), 1351-1355.
- Li, G., & Buckle, P. (1999). Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods. *Ergonomics*, 42(5), 674-695.
- Loebl, W. Y. (1967). Measurement of spinal posture and range of spinal movement. *Rheumatology*, 9(3), 103-110.
- Magee, D. J. (1992). *Orthopedic physical assessment* (2nd ed.). Philadelphia: W.B. Saunders.
- Malchaire, J., Cock, N., & Vergracht, S. (2001). Review of the factors associated with musculoskeletal problems in epidemiological studies. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 74(2), 79-90.
- Marras, W. S., Fathallah, F. A., Miller, R. J., Davis, S. W., & Mirka, G. A. (1992). Accuracy of a three-dimensional lumbar motion monitor for recording dynamic trunk motion characteristics. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 9(1), 75-87.
- McAtamney, L., & Corlett, E. N. (1993). RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, 24(2), 91-99.
- McAtamney, L., & Hignett, S. (2000). Rapid entire body assessment (REBA). *Applied Ergonomics*, 31, 201-205.
- Moeslund, T. B., & Granum, E. (2001). A Survey of Computer Vision-Based Human Motion Capture. *Computer Vision and Image Understanding*, 81(3), 231-268. doi: 10.1006/cviu.2000.0897
- Morris, D. D., & Rehg, J. M. (1998, 23-25 Jun 1998). *Singularity analysis for articulated object tracking*. Paper presented at the Computer Vision and Pattern Recognition, 1998. Proceedings. 1998 IEEE Computer Society Conference on.
- Noldus, L. P. J. J. (1991). The Observer: A software system for collection and analysis of observational data. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 23(3), 415-429.
- OHSCO. (2007). MSD Prevention Guideline for Ontario - Part 1. *Musculoskeletal Disorders Prevention Series*.
- OSHA. (2008). Agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho.
- Palmer, L., & Epler, M. (2000). *Fundamentos das Técnicas da Avaliação Musculoesquelética* (2ª edição ed.). São Paulo: Guanabara Koogan.

- Penha, J. (2005). Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age. *Clinics*, 60, 9-16.
- Perales, F. (2000). Human Motion Analysis & Synthesis using Computer Vision and Graphics Techniques - State of Art and Applications: Universitat de les Illes Balears.
- Persson, J., & Kilbom, Å. (1983). VIRA, en enkel videofilm-teknik for registrering och analys a arbetsställningar och rorelser. *Undersoknings rapport, National Board of Occupational Safety and Health, Work Physiology Unit*
- Pinho, R., Tavares, J., & Correia, M. (2004). Introdução à Análise de Movimento usando Visão Computacional (Relatório Interno): Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Priel, V. Z. (1974). A numerical definition of posture. *Hum Factors*, 16(6), 576-584.
- Punnett, L., & Keyserling, W. M. (1987). Exposure to ergonomic stressors in the garment industry: application and critique of job-site work analysis methods. pages 1099-1116.
- Ridd, J., Nicholson, A., & Montan, A. (1989). *A portable microcomputer based system of "on-site" activity and posture recording*. (Vol. In: Megaw E, ed. Contemporary Ergonomics.): Taylor & Francis.
- Sauter, S., & Swanson, N. (1996). *An ecological model of musculokeletal disorders in the office work*. London: Taylor & Francis.
- Schneider, K., Zernicke, R. F., Schmidt, R. A., & Hart, T. J. (1989). Changes in limb dynamics during the practice of rapid arm movements. *Journal of Biomechanics*, 22(8-9), 805-817.
- Semmlow, J. (2004). Biosignal and biomedical image processing: Matlab based applications. New York.
- Serranheira, F., Lopes, F., & Uva, A. (2005). Lesões Musculo-Esqueléticas (LME) e Trabalho: uma associação muito frequente.
- Shimada, N., Shirai, Y., Kuno, Y., & Miura, J. (1998, 14-16 Apr 1998). *Hand gesture estimation and model refinement using monocular camera-ambiguity limitation by inequality constraints*. Paper presented at the Automatic Face and Gesture Recognition, 1998. Proceedings. Third IEEE International Conference on.
- Silva, C. C., & Martins, R. A. (2003). A teoria das cores de Newton: Um exemplo do uso da história da ciência em sala de aula. *Ciência & Educação*, 9, 53-65.
- Sluiter, J., Rest, K., & Frings-Dresen, M. (2001). Criteria document for evaluating the work-relatedness of upper-extremity musculoskeletal disorders. 2001, *Scand J. Work Environ Health*.
- Smith, M., & Carayon, P. (1996). *Work organization, stress, and cumulative trauma*. London: Taylor & Francis.
- Smutz, P., Serina, E., & Rempel, D. (1994). A system for evaluating the effect of keyboard design on force, posture, comfort, and productivity. *Ergonomics*, 37(10), 1649-1660.
- Sousa, D., & Tavares, J. (2006). Análise de Soluções Comerciais para Seguimento e Análise da Marcha *Avaliação Computacional e Tecnológica Integrada do Desempenho e Funcionalidade de Cidadãos com Inacacidades Músculo-esqueléticas*. Porto: CRPG / FEUP / INEGI / INEB.
- Spielholz, P., Silverstein, B., Morgan, M., Checkoway, H., & Kaufman, J. (2001). Comparison of self-report, video observation and direct measurement methods for

- upper extremity musculoskeletal disorder physical risk factors. *Ergonomics*, 44(6), 588-613.
- Spielholz, P., Silverstein, B., & Stuart, M. (1999). Reproducibility of a self-report questionnaire for upper extremity musculoskeletal disorder risk factors. *Applied Ergonomics*, 30(5), 429-433.
- Sutherland, D. H. (2002). The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics. *Gait & Posture*, 16(2), 159-179.
- Tan, L. (2006). Image file formats. *Biomedical Imaging and Intervention Journal, Technology in Imaging Tutorial*.
- Tavares, J. (2000). *Análise de Movimento de Corpos Deformáveis usando Visão Computacional*. Doutorado, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto.
- Tavares, J. M., & Sousa, D. (2006). Análise de Soluções Comerciais para Seguimento e Análise da Marcha.
- Tavares, J. M. R., Barbosa, J., & Padilha, A. J. (2009). Análise de movimento não rígido em visão por computador. *Revista Eletrônica de Sistemas de Informação ISSN 1677-3071 doi: 10.5329/RESI*, 1(1).
- Torma-Krajewsky, J., Steiner, L., & Burgess-Limerick, R. (2009). MSD Risk Factors - Awkward Postures *Ergonomics* (Vol. Risk Factors): NIOSH.
- van der Beek, A., & Frings-Dresen, M. H. (1998). Assessment of mechanical exposure in ergonomic epidemiology. *Occupational and Environmental Medicine*, 55(5), 291-299.
- van Der Beek, A., van Galen, L., & Frings-Dresen, M. (1992). Working postures and activities of lorry drivers: a reliability study of on-site observation and recording on a pocket computer., p. 331-336.
- Van Wely, P. (1970). Design and disease. *Applied Ergonomics*, 1(5), 262-269.
- Wang, J., & Singh, S. (2003). Video analysis of human dynamics—a survey. *Real-Time Imaging*, 9(5), 321-346.
- Watkinson, J. (2008). *The art of the digital video* (4th edition ed.). USA: Focal press.
- Welch, G., & Foxlin, E. (2002). Motion tracking: no silver bullet, but a respectable arsenal. *Computer Graphics and Applications, IEEE*, 22(6), 24-38.
- Wells, R., Moore, A., Potvin, J., & Norman, R. (1994). Assessment of risk factors for development of work-related musculoskeletal disorders (RSI). *Applied Ergonomics*, 25(3), 157-164.
- Whittle, M. (2001). *Gait Analysis: An Introduction*. : Butterworth-Heinemann, London.
- Wiktorin, C., Mortimer, M., Ekenvall, L., Kilbom, Å., & Wigaeus, H. E. (1995). HARBO, a simple computer-aided observation method for recording work postures.
- Winkel, J., & Mathiassen, S. E. (1994). Assessment of physical work load in epidemiologic studies: concepts, issues and operational considerations. *Ergonomics*, 37(6), 979-988.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (2nd edition ed.). New York: Wiley and Sons.
- Winter, D. A., & Eng, P. (1995). Kinetics: our window into the goals and strategies of the central nervous system. *Behavioural Brain Research*, 67(2), 111-120.
- Wren, C. R., Azarbayejani, A., Darrell, T., & Pentland, A. P. (1997). Pfinder: real-time tracking of the human body. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 19(7), 780-785.

- Wu, G., & Cavanagh, P. R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 28, 1257-1261.
- Yen, T. Y., & Radwin, R. G. (1995). A video-based system for acquiring biomechanical data synchronized with arbitrary events and activities. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 42(9), 944-948.
- Yoshida, M., Cauraugh, J. H., & Chow, J. W. (2004). Specificity of Practice, Visual Information, and Intersegmental Dynamics in Rapid-Aiming Limb Movements. *Journal of Motor Behavior*, 36(3), 281-290.
- Zheng, J., & Suezaki, S. (1998, 16-20 Aug 1998). *A model based approach in extracting and generating human motion*. Paper presented at the Pattern Recognition, 1998. Proceedings. Fourteenth International Conference on.

8 ANEXOS

8.1 Anexo A

based on Technical note: Rapid Entire Body Assessment (REBA), Alginate, McClain, Applied Ergonomics 31 (2000) 201-205

REBA Employee Assessment Worksheet

A. Neck, Trunk and Leg Analysis

Step 1: Locate Neck Position

Step 1a: Adjust...
 If neck is twisted: +1
 If neck is side bending: +1

Step 2: Locate Trunk Position

Step 2a: Adjust...
 If trunk is twisted: +1
 If trunk is side bending: +1

Step 3: Legs

Step 4: Look-up Posture Score in Table A
 Using values from steps 1-3 above, locate score in Table A

Step 5: Add Force/Load Score
 If load < 11 lbs: 0
 If load 11 to 22 lbs: -1
 If load > 22 lbs: -2
 Adjust: If shock or rapid build up of force: add +1

Step 6: Score A, Find Row in Table C
 Add values from steps 4 & 5 to obtain Score A. Find Row in Table C.

Scoring:
 1 = negligible risk
 2 or 3 = low risk, change may be needed
 4 to 7 = medium risk, further investigation, change soon
 8 to 10 = high risk, investigate and implement change
 11+ = very high risk, implement change

B. Arm and Wrist Analysis

Step 7: Locate Upper Arm Position:

Step 7a: Adjust...
 If shoulder is raised: +1
 If upper arm is abducted: -1
 If arm is supported or person is leaning: -1

Step 8: Locate Lower Arm Position:

Step 9: Locate Wrist Position:

Step 9a: Adjust...
 If wrist is bent from midline or twisted: Add +1

Step 10: Look-up Posture Score in Table B
 Using values from steps 7-9 above, locate score in Table B

Step 11: Add Coupling Score
 Well fitting Handle and aid rang power grip: +6
 Acceptable but not ideal hand hold or coupling: +3
 acceptable with another body part: +1
 Hand held not acceptable but possible: poor: +2
 No handles, awkward, unsafe with any body part: Unacceptable: +3

Step 11: Score B, Find Column in Table C
 Add values from steps 10 & 11 to obtain Score B. Find column in Table C and match with Score A in row from step 6 to obtain Table C Score.

Step 13: Activity Score
 +1 1 or more body parts we held for longer than 1 minute (static)
 -1 Repeated small range actions (more than 4x per minute)
 +1 Action causes rapid large range changes in postures or unstable base

SCORES

Table A	Neck		
	1	2	3
-legs	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4
Trunk Posture Score	1 1 2 3 4	1 2 3 4 3 3 5 6	2 2 3 4 5 3 4 5 6 7 8
Trunk Score	3 2 4 5 6 4 5 6 7 8 9	4 3 5 6 7 5 6 7 8 9 10	6 4 8 7 8 7 8 7 8 9 10

Table B	Lower Arm	
	1	2
Wrist	1 2 3 1 2 3	1 2 3
Upper Arm Score	1 1 2 2 1 2 3	2 1 2 3 2 3 4
Upper Arm Score	4 4 5 5 6 7	5 6 7 8 7 8 8

Score A (score from Table A + load/force score)	Table C														
	Score B, (table B value + coupling score)														
1	1	1	1	2	3	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
2	1	1	2	3	4	4	5	6	6	7	7	8	9	10	11
3	2	3	3	4	5	5	7	7	8	8	9	9	10	11	12
4	3	4	4	5	6	7	8	8	9	9	10	10	11	11	12
5	4	4	5	6	7	8	9	9	10	10	11	11	12	12	12
6	6	6	7	8	9	9	10	10	10	10	11	11	11	12	12
7	7	7	8	9	9	10	10	11	11	11	11	12	12	12	12
8	8	8	9	10	10	10	10	11	11	11	12	12	12	12	12
9	9	9	10	10	11	11	11	12	12	12	12	12	12	12	12
10	10	10	11	11	11	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12
11	11	11	11	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12
12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12

Table C Score

+

Activity Score

Final REBA Score

Task name: _____ Date: _____

Reviewer: _____

This tool is provided without warranty. The author has provided this tool as a simple means for applying the concepts provided in ACDA.

provided by Practical Ergonomics
 rbanier@ergosmart.com (816) 444-1667
 © 2007 Ergosmart, Inc.