

**UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL – UCS
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DA REGIÃO DOS VINHEDOS – CARVI
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS DA NATUREZA E TECNOLOGIA – CENT
CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA**

NÍCOLAS SAVARIS LUDWIG

**ANÁLISE ERGONÔMICA PELO MÉTODO OWAS FAZENDO USO DE SENSORES
MICROCONTROLADOS**

BENTO GONÇALVES

2020

NÍCOLAS SAVARIS LUDWIG

**ANÁLISE ERGONÔMICA PELO MÉTODO OWAS FAZENDO USO DE SENSORES
MICROCONTROLADOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado no Campus Universitário da Região dos Vinhedos, da Universidade de Caxias do Sul, como requisito parcial à obtenção do título de Engenheiro Eletrônico.

Orientador: Prof. Me. Patric Janner Marques

BENTO GONÇALVES

2020

NÍCOLAS SAVARIS LUDWIG

**ANÁLISE ERGONÔMICA PELO MÉTODO OWAS FAZENDO USO DE SENSORES
MICROCONTROLADOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado no Campus Universitário da Região dos Vinhedos, da Universidade de Caxias do Sul, como requisito parcial à obtenção do título de Engenheiro Eletrônico.

Orientador: Prof. Me. Patric Janner Marques

Aprovado em 04/12/2020.

Banca Examinadora:

Prof. Me. Patric Janner Marques
Universidade de Caxias do Sul – RS

Prof. Me. Felipe Augusto Tondo
Universidade de Caxias do Sul – RS

Prof. Dr. Ricardo Vargas Dorneles
Universidade de Caxias do Sul – RS

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente aos meus pais, Edemar e Jokita, por todo o apoio durante essa caminhada e por me proporcionarem cursar uma graduação.

À minha irmã Amanda, pelo companheirismo e por estar sempre ao meu lado.

Aos meus amigos e colegas, pelos conhecimentos compartilhados e pelos momentos de descontração.

Aos professores, em especial ao Prof. Me. Patric Janner Marques, por toda a paciência e sabedoria em sala de aula.

*Quando tudo parecer estar indo contra você,
lembre-se de que o avião decola contra o
vento, e não a favor dele.*

Henry Ford

RESUMO

Lesões musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho são relatadas frequentemente por trabalhadores que exercem suas atividades em condições inadequadas, provendo da ação repetitiva, de sobrecarga e/ou da postura inapropriada adotada pela pessoa no ambiente de trabalho. A constatação dessas lesões se dá através de análises do trabalho executado e a determinação de riscos que este causa na pessoa em que o executa. O método OWAS, utilizado para análises posturais, baseia-se em fotografias e/ou gravação de vídeos das posturas adotadas pelo trabalhador para avaliação dos riscos sujeitos ao indivíduo, sendo amplamente utilizado por profissionais da ergonomia. Visto isso, este trabalho teve como intuito o desenvolvimento de um sistema de coleta de dados através de sensores e microcontroladores para análises ergonômicas de acordo com o método OWAS, com a finalidade de observar o desempenho do sistema em relação aos métodos já existentes. Para tal, plataformas microcontroladas foram utilizadas em conjunto a sensores para aquisição dos dados de ângulos das posturas corporais. Com estes dispositivos dispostos pelo corpo humano, obtiveram-se resultados satisfatórios para ângulos posturais através do método OWAS, revelando que métodos diretos podem ser utilizados para análises posturais. Entretanto, para aplicações em âmbitos profissionais, faz-se necessária a aquisição de uma roupa vestível apropriada para dispositivos eletrônicos, com o objetivo de aprimorar os resultados posturais e reduzir o impacto causado pelo equipamento eletrônico ao indivíduo.

Palavras-chave: Análise ergonômica, método OWAS, unidades de medidas inerciais, ângulos, comunicação Wi-Fi.

ABSTRACT

Work-related musculoskeletal injuries are frequently reported by workers who perform their activities in inadequate conditions, resulting from repetitive action, overload and/or inappropriate posture adopted by the person in the work environment. The verification of these injuries occurs through analysis of the work performed and the determination of the risks it causes in the person performing it. The OWAS method, used for postural analysis, is based on photographs and/or video recording of the postures adopted by the worker to assess the risks subject to the individual, being widely used by ergonomics professionals. In view of this, this work aimed to develop a data collection system using sensors and microcontrollers for ergonomic analysis according to the OWAS method, in order to observe the performance of the system in relation to existing methods. For this purpose, microcontrolled platforms were used in conjunction with sensors to acquire the angle data of body postures. With these devices arranged by the human body, satisfactory results were obtained for postural angles through the OWAS method, revealing that direct methods can be used for postural analysis. However, for applications in professional areas, it is necessary to acquire a wearable clothing appropriate for electronic devices, in order to improve postural results and reduce the impact caused by electronic equipment to the individual.

Keywords: Ergonomic analysis, OWAS method, inertial measurement units, angles, Wi-Fi communication.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Posturas analisadas pelo método OWAS e códigos correspondentes.....	22
Figura 2: Frequência em cada código de posturas.	24
Figura 3: Frequência relativa média dos trabalhadores. Nota: '<' = frequência menor que 1%; '<<' = frequência menor que 0,1%.	25
Figura 4: Esquemático de uma Unidade de Medidas Inerciais.	27
Figura 5: Eixos do referencial inercial.	28
Figura 6: Eixos do referencial terrestre.	29
Figura 7: Eixos do referencial de navegação.	29
Figura 8: Eixos do referencial do objeto.	30
Figura 9: Geometria de um giroscópio de massa vibratória.	31
Figura 10: Sequência de rotações para definição dos ângulos de Euler.....	34
Figura 11: Rotações de ângulos <i>roll-pitch-yaw</i>	35
Figura 12: Ocorrência de <i>gimbal lock</i> (à direita).....	37
Figura 13: Círculo auxiliar para multiplicações das partes imaginárias de um quatérnio.	38
Figura 14: Rotação do ponto P em torno do vetor v e de ângulo θ	39
Figura 15: Funcionamento do protocolo ESP-NOW entre dispositivos.	42
Figura 16: Formato de envio dos dados através do protocolo ESP-NOW.	42
Figura 17: Representação gráfica da inclinação frontal do tronco.....	44
Figura 18: Representação gráfica da rotação do tronco.	44
Figura 19: Local de disposição dos acelerômetros do braço (a e b) e cinto personalizado utilizado para o acelerômetro traseiro (a e c).	45
Figura 20: Posturas adotadas para reconhecimento ((a), (b), (c), (d), (e)).	46
Figura 21: Localizações dos marcadores refletivos e dos sensores.	47
Figura 22: Ligações dos sensores inerciais com as plataformas microcontroladas e regiões de alocações no corpo.....	49
Figura 23: Disposição dos sensores pelo corpo humano.	50
Figura 24: Diagrama dos processos do sistema.	51
Figura 25: Módulos MPU-6050 e MPU-9250 em comparação a uma moeda.	53
Figura 26: Circuito de alimentação e ligação do módulo MPU-6050 (a) e do módulo MPU-9250 (b).	54
Figura 27: Unidade de aquisição com sensor MPU-9250 e MPU-6050.	55
Figura 28: Protótipo desenvolvido.	55
Figura 29: Amostras de um magnetômetro não calibrado e calibrado.	56
Figura 30: Equipamento para auxílio de calibração.	57
Figura 31: Topologia de rede estrela.....	61
Figura 32: Posturas analisadas pelo método OWAS.	62
Figura 33: Resultados para o dorso reto.	65
Figura 34: Resultados para o dorso inclinado.	65
Figura 35: Resultados para o dorso reto e torcido.	66

Figura 36: Resultados para o dorso inclinado e torcido.	66
Figura 37: Resultados para os dois braços para baixo.	68
Figura 38: Resultados para um braço para cima.....	68
Figura 39: Resultados para os dois braços para cima.	69
Figura 40: Resultados para as duas pernas retas.....	70
Figura 41: Resultados para uma perna reta.	70
Figura 42: Resultados para duas pernas flexionadas.	71
Figura 43: Resultados para uma perna flexionada.....	71
Figura 44: Resultados para uma perna ajoelhada.....	72
Figura 45: Resultados para deslocamento com pernas.	72
Figura 46: Resultados para duas pernas suspensas.	73
Figura 47: Amostra número 5.....	74
Figura 48: Amostra número 52.....	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Fatores de exposição avaliados por diferentes técnicas.	19
Tabela 2: Classificações das classes de acordo com a duração das posturas.	23
Tabela 3: Classificações das classes pela combinação das variáveis.	24
Tabela 4: Exemplos de métodos diretos.	26
Tabela 5: Consumo de energia do ESP8266-01.	41
Tabela 6: Trabalhos relacionados.	48
Tabela 7: Resultados resumidos para o dorso.	67
Tabela 8: Resultados resumidos para os braços.	69
Tabela 9: Resultados resumidos para as pernas.	73
Tabela 10: Códigos OWAS resultantes da análise simulada.	76
Tabela 11: Análise individual de cada membro do corpo.	77
Tabela 12: Porcentagem de acerto individual do sistema.	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CCMP	<i>Counter Mode with Cipher Block Chaining Message Authentication Code Protocol</i>
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
DMP	<i>Digital Motion Processor</i>
DSP	<i>Digital Signal Processor</i>
EMG	<i>Eletromiografia</i>
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i>
HTTP	<i>Hypertext Transfer Protocol</i>
I ² C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i>
IOT	<i>Internet of Things</i>
IP	<i>Internet Protocol</i>
LMERT	<i>Lesões Musculoesqueléticas Relacionadas ao Trabalho</i>
LMM	<i>Lumbar Motion Monitor</i>
MEMS	<i>Micro-Electromechanical Systems</i>
MQTT	<i>Message Queuing Telemetry Transport</i>
OWAS	<i>Ovako Working-Posture Analysis System</i>
PCA	<i>Principal Component Analysis</i>
PCB	<i>Printed Circuit Board</i>
PEO	<i>Portable Ergonomic Observation</i>
REBA	<i>Rapid Entire Body Assessment</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i>
RULA	<i>Rapid Upper Limb Assessment</i>
SDIO	<i>Secure Digital Input Output</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SSO	<i>Saúde e Segurança Ocupacional</i>
SVM	<i>Support-Vector Machine</i>
TRAC	<i>Task Recording and Analysis on Computer</i>
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.1 OBJETIVO GERAL	15
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
1.3 ESCOPO E RESTRIÇÕES	16
1.4 APRESENTAÇÃO DO TRABALHO	16
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1 LESÕES MUSCULOESQUELÉTICAS RELACIONADAS AO TRABALHO	18
2.2 TÉCNICAS DE AVALIAÇÃO	19
2.2.1 Métodos semidiretos.....	19
2.2.1.1 Método OWAS	21
2.2.2 Métodos diretos.....	25
2.3 UNIDADE DE MEDIDAS INERCIAIS	27
2.3.1 Sistema de coordenadas	28
2.3.2 Giroscópio	30
2.3.3 Acelerômetro	31
2.3.4 Magnetômetro.....	31
2.3.5 Módulo MPU-6050.....	32
2.3.6 Módulo MPU-9250.....	33
2.4 ORIENTAÇÃO NO PLANO TRIDIMENSIONAL	33
2.4.1 Ângulos de Euler	33
2.4.1.1 Representação por ângulos de Euler	33
2.4.1.2 Representação por ângulos de <i>roll-pitch-yaw</i>	35
2.4.1.3 <i>Gimbal lock</i>	36
2.4.2 Quatérnios	37
2.5 PLATAFORMAS MICROCONTROLADAS	40
2.5.1 Microcontrolador ESP8266-01.....	40
2.6 TRABALHOS RELACIONADOS	43
3 DESENVOLVIMENTO DO TRABALHO	49
3.1 CONSTRUÇÃO DO EQUIPAMENTO ELETRÔNICO	52
3.2 AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DOS DADOS	56
3.3 ENVIO E RECEBIMENTO DOS DADOS	60

3.4 CONVERSÃO PARA O CÓDIGO OWAS	61
4 RESULTADOS	64
4.1 ANÁLISE INDIVIDUAL DO SISTEMA.....	64
4.2 COMPARAÇÃO COM MÉTODO SEMIDIRETO	74
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	79
6 REFERENCIAL BIBLIOGRÁFICO.....	81

1 INTRODUÇÃO

O trabalho é fundamental para a vida do ser humano, dignificando-o e mantendo-o produtivo, além de prover seu sustento. Porém, quando realizado em condições inadequadas, pode ser prejudicial à saúde, provocando uma série de problemas e doenças, além de levar a pessoa à inatividade (VITTA, 2012).

Segundo Afonso (2013), as lesões musculoesqueléticas relacionadas com o trabalho (LMERT) são relatadas frequentemente por trabalhadores que exercem suas atividades em condições inadequadas. Essas lesões designadas provêm da ação repetitiva, de sobrecarga e/ou da postura inapropriada adotada pela pessoa no ambiente de trabalho, localizando-se geralmente nos membros superiores e na coluna vertebral (UVA, 2008).

De acordo com Gómez-Gálan (2017), a constatação de problemas musculoesqueléticos se dá através de análises do trabalho executado e a determinação de riscos que este causa na pessoa em que o executa. O autor explica que há três métodos para análise de trabalho: semidiretos, diretos e indiretos. O método semidireto é baseado no uso de programas de computadores, requerendo uma avaliação prévia das posturas adotadas pelos trabalhadores, adquirida normalmente por meio de gravações de vídeo ou fotografias. O custo deste método não é expressivo quando comparado ao método direto.

Um dos principais problemas identificados nos métodos semidiretos diz respeito a posição inadequada da câmera no ambiente em que a tarefa será executada, ou até mesmo a qualidade da imagem gerada pela câmera fotográfica, resultando em fatores limitantes para uma adequada avaliação postural. Além disso, por vezes a pessoa pode encontrar-se parcialmente ou totalmente oculta por outros objetos do ambiente, podendo comprometer a análise sobre a postura da mesma naquele instante.

O método OWAS é um método semidireto e consiste em uma avaliação postural pertencente à área da ergonomia, no âmbito da segurança do trabalho. Este surgiu da necessidade de se identificar e avaliar as posturas inadequadas durante a execução de uma tarefa que podem, em conjunto com outros fatores, determinar o aparecimento de problemas musculoesqueléticos, gerando incapacidade para o trabalho, absenteísmo e custos adicionais ao processo produtivo. Este método ergonômico possibilita que se observe, analise e aponte o grau de risco das

determinadas posições dos colaboradores.

Os métodos diretos, conforme Gómez-Gálan (2017), consistem no uso de dispositivos eletrônicos no corpo humano para medir as posturas de trabalho, registrando ângulos, distâncias e velocidades dos elementos observados. Sendo assim, a precisão e a coleta automática dos dados são vantagens do uso deste método.

Já os métodos indiretos são baseados em um questionário entre o trabalhador e o avaliador. As vantagens desse método são principalmente o baixo custo e a confiabilidade. No entanto, quando avaliado um grande número de pessoas, o tratamento estatístico dos dados se torna mais complexo e demorado, sendo essas as principais desvantagens da utilização deste método (Gómez-Gálan, 2017).

A partir do contexto apresentado, este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um método de coleta de dados através de sensores e microcontroladores, dispensando o uso da câmera fotográfica, para análises posturais de acordo com o método OWAS.

Um estudo preliminar se faz necessário na área de sensores, como acelerômetros e sensores resistivos flexíveis, a fim de avaliar o desempenho dos mesmos em aplicações de avaliação postural, considerando a construção de equipamentos vestíveis e adequados para uso por pessoas no seu ambiente de trabalho. Ademais, diferentes tipos de microcontroladores serão estudados, levando em conta a necessidade de os mesmos possuírem pequenas dimensões, a fim de diminuir os impactos causados nas atividades da pessoa analisada.

1.1 OBJETIVO GERAL

Este trabalho tem como objetivo principal o desenvolvimento de um sistema microcontrolado para análise ergonômica fazendo uso do método OWAS.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para atingir o objetivo geral, faz-se necessário os seguintes objetivos específicos:

- a) Realizar uma pesquisa sobre o cenário atual acerca de análises posturais em ambientes de trabalho;
- b) Estudar em profundidade o método OWAS a fim de obter o entendimento completo do seu método de análise e as possíveis formas de implementação por meio de um sistema microcontrolado;
- c) Definir os sensores e microcontroladores adequados à utilização em análises posturais;
- d) Propor uma metodologia de implementação do sistema microcontrolado dadas as características do método OWAS, através da elaboração de um algoritmo e de uma comunicação entre os microcontroladores;
- e) Realizar uma comparação de resultados entre o sistema desenvolvido com o método OWAS.

1.3 ESCOPO E RESTRIÇÕES

O sistema proposto se limita na análise parcial do método OWAS, ou seja, sem integrar a ação da carga sobre a pessoa analisada, conforme explicado na metodologia do trabalho, no terceiro capítulo. Isto se deve ao fato desta análise necessitar componentes adicionais para um monitoramento postural mais crítico baseado, por exemplo, em sensores de eletromiografia.

Além disso, esse trabalho visa a utilização de poucos componentes e em tamanho reduzido, a fim de proporcionar o menor impacto possível à pessoa durante a análise de suas posturas. Por isso, a utilização de sensores e microcontroladores de menores dimensões foram prioritárias em relação aos mesmos de melhor desempenho e/ou capacidade de processamento.

1.4 APRESENTAÇÃO DO TRABALHO

O presente trabalho se divide em 4 capítulos. No primeiro, uma breve introdução é apresentada, aliada aos objetivos e restrições do projeto.

O segundo capítulo consiste na revisão bibliográfica dos assuntos pertinentes à proposta de trabalho, necessária para sua compreensão. Nele são abordadas lesões musculoesqueléticas causadas em decorrência das posturas adotadas por

trabalhadores no ambiente de trabalho, explicações do método de análise ergonômica OWAS, orientações no plano tridimensional por diferentes representações e sensores e microcontroladores para monitoramento de posturas corporais. Por fim, são evidenciados trabalhos relacionados a análises posturais fazendo uso de sensores microcontrolados.

No terceiro capítulo é abordada a metodologia do trabalho, detalhando o sistema microcontrolado a ser desenvolvido, os sensores e microcontrolador adotados para a continuação do projeto e a proposta de implementação. O quarto e último capítulo apresenta as referências bibliográficas citadas no decorrer do texto, de onde partiram as fundamentações para a revisão bibliográfica.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Com intuito de fundamentar a metodologia a ser utilizada, a seguir são abordados os problemas causados por posturas inadequadas adotadas pelos trabalhadores no ambiente de trabalho e a explicação do método OWAS, bem como sensores úteis para análise corporais, a fim da implementação de um sistema de análises posturais por um método direto.

2.1 LESÕES MUSCULOESQUELÉTICAS RELACIONADAS AO TRABALHO

Lesões musculoesqueléticas se estendem a quase todas as ocupações e setores trazendo consequências físicas e econômicas críticas para o doente. A exposição contínua dos trabalhadores a diferentes riscos laborais leva a essas lesões e, apesar de suas variadas formas de aparência, podem ser classificadas em dois grandes grupos: lesões acumulativas (membros superiores e inferiores) e dorsolombares (GÓMEZ-GÁLAN, 2017).

Ainda segundo Gómez-Gálan (2017), o Instituto Finlandês de Saúde Ocupacional identificou as LMERT como uma das enfermidades mais comuns no ambiente de trabalho, enfatizando que as costas do corpo humano representam a maior parte do desconforto. Além disso, Lee (2017) explica que tarefas de elevação repetitiva intensificam a tensão muscular e são a causa da maioria das lesões musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho na área da construção civil, principalmente na região lombar. Os distúrbios da região lombar são relatados como a principal causa de aposentadoria e rotatividade devido a incapacidade e absenteísmo.

Gómez-Gálan (2017) sinaliza que a prevenção das LMERT envolve a análise do trabalho a ser realizado e a determinação dos fatores de risco, a fim de aplicar uma série de medidas preventivas. Métodos baseados em observação, como o método OWAS, são tradicionalmente utilizados para avaliação de posturais durante a jornada de trabalho (LEE, 2017). Já Simpson (2019) mostra que o monitoramento da postura corporal através de *wearables* tem o potencial de impedir as consequências mencionadas por meio de *feedback* em tempo real.

2.2 TÉCNICAS DE AVALIAÇÃO

As técnicas de avaliação para análises posturais no local de trabalho variam de acordo com os meios disponíveis em cada empresa, desde questionários a métodos sofisticados de análise de movimento, baseados em infravermelho, ultrassom, etc. Para o estudo e avaliação de LMERT, é possível usar diferentes métodos para os quais a classificação pode ser simplificada em métodos indiretos, semidiretos ou diretos (GÓMEZ-GÁLÁN, 2017). Como os métodos indiretos baseiam-se na aplicação de um questionário com o trabalhador avaliado, este tópico não será abordado, pois inviabiliza a aplicação de uma solução de engenharia.

2.2.1 Métodos semidiretos

Métodos simples de observação foram desenvolvidos para analisar sistematicamente a exposição do indivíduo no local de trabalho. O número de fatores de exposição avaliados por diferentes técnicas varia, permitindo que não só avaliações posturais de vários segmentos corporais sejam observadas, mas também outros fatores críticos de exposição física (DAVID, 2005). A Tabela 1, retirado de David (2005), exemplifica o que foi dito, onde mais detalhes podem ser encontrados no trabalho do autor.

Tabela 1: Fatores de exposição avaliados por diferentes técnicas.

(continua)

Técnicas	Postura	Carga/Força	Frequência de movimento	Duração	Recuperação	Vibração	Outros
ACGIH TLVs	X	X	X	X			
Checklist	X						
FIOH Risk Factor Checklist	X	X	X	X			X
LUBA	X						X
MAC	X	X	X				
Manual Handling Guidance	X	X	X	X	X		X
NIOSH Lifting Equation	X	X	X	X	X		X

(conclusão)

Técnicas	Postura	Carga/Força	Frequência de movimento	Duração	Recuperação	Vibração	Outros
OCRA	X	X	X	X	X	X	X
OWAS	X	X					
PLIBEL	X	X					X
QEC	X	X	X	X		X	X
REBA	X	X	X				X
RULA	X	X	X				
The Strain Index	X	X	X	X			X
Upper Limb Disorder Guidance, HSG60	X	X	X	X		X	X

Fonte: Adaptado de David (2005).

Cada técnica analisa e avalia diferentes situações em que se encontram as pessoas avaliadas. Os métodos OWAS e REBA, por exemplo, permitem apenas avaliações posturais, mas a maioria avalia outros fatores em que os trabalhadores são expostos.

Uma série de outras técnicas avançadas de observação baseadas em vídeo foram desenvolvidas para avaliações posturais para atividades dinâmicas, como os métodos TRAC e PEO. Essas técnicas se baseiam na gravação de vídeo do(s) indivíduo(s) analisado(s) durante suas tarefas diárias, e posteriormente avaliados por *softwares* de computadores. Porém, essas técnicas demandam custos expressivos, além de requisitarem amplo suporte técnico de uma equipe altamente treinada para uma avaliação eficaz, podendo consumir muito tempo para serem utilizados na prática (DAVID, 2005).

No caso do método OWAS, Gómez-Gálan (2017) indica que se trata de um método semidireto. Esta técnica, por ser simples e útil, pode ser aplicada por diferentes profissionais da saúde, engenharia ou da indústria, não se fazendo necessário um treinamento especializado e, portanto, é amplamente utilizado no ambiente de trabalho. O método OWAS é detalhado na sequência deste capítulo.

2.2.1.1 Método OWAS



















O sistema OWAS (Ovako Working Posture Analysing System) é um método desenvolvido por três pesquisadores finlandeses (Karhu, Kansu e Kuorinka), utilizado para registro e análise de posturas ergonômicas (IIDA, 2018). O método baseia-se na amostragem do tempo (variável ou constante) de trabalho, que fornece a frequência e o tempo gasto em cada postura. As posturas são classificadas e seus graus de desconforto avaliados, para posterior construção de um guia sistemático de ação corretiva (KARHU, 1977).

Enquanto ainda em desenvolvimento, os pesquisadores finlandeses coletaram as posturas de trabalho a partir de material fotográfico tirado em diferentes locais de uma empresa siderúrgica, contendo a maioria das posturas de trabalho adotadas pelos trabalhadores típicas de um ramo da indústria. Encontraram-se 72 posturas específicas, sendo estas divididas em posições do dorso, braços e pernas (KARHU, 1977). Posteriormente, a análise da carga manipulada pelo trabalhador foi acrescentada na análise do método OWAS, implicando 252 combinações possíveis de diferentes posturas assumidas pelas pessoas (GÓMEZ-GÁLÁN, 2017).

Para avaliar a confiabilidade do método, Karhu (1977) explica que 52 tarefas na indústria foram analisadas de um total de 36.240 observações, realizadas pela parte da manhã e da tarde. Diferentes profissionais capacitados fizeram os registros, tendo em média 93% de concordância entre eles. O mesmo trabalhador, quando observado pela manhã e à tarde, mantinha suas posturas em 86% das vezes, enquanto que diferentes trabalhadores mantinham 69% de posturas semelhantes quando executando a mesma tarefa. A partir destes dados, concluiu-se que os registros citados eram razoáveis e coerentes para análises posturais (IIDA, 2018).

Cada postura é descrita por um código de seis dígitos, representando as posições do tronco, braços, pernas e carga. Os dois últimos indicam o local onde a postura foi observada. As posturas classificadas e adotadas para utilização no método OWAS podem ser vistas na Figura 1.

Figura 1: Posturas analisadas pelo método OWAS e códigos correspondentes.

DORSO					
	1 Reto	2 Inclinado	3 Reto e torcido	4 Inclinado e torcido	
	BRAÇOS				ex: 2151 RF  DORSO inclinado 2 BRAÇOS Dois para baixo 1 PERNAS Uma perna ajoelhada 5 PESO Até 10 kg 1 LOCAL Remoção de refugos RF
		1 Dois braços para baixo	2 Um braço para cima	3 Dois braços para cima	
PERNAS					
	1 Duas pernas retas	2 Uma perna reta	3 Duas pernas flexionadas		
					
4 Uma perna flexionada	5 Uma perna ajoelhada	6 Deslocamento com pernas	7 Duas pernas suspensas		
CARGA				xy Código do local ou seção onde foi observado	
	1 Carga ou força até 10 kg	2 Carga ou força entre 10 kg e 20 kg	3 Carga ou força acima de 20 kg		

Fonte: Iida (2018).

A utilização do método OWAS se dá a partir de uma amostragem de tempo da gravação ou fotografia postural de todo o corpo humano. Esta técnica permite apenas a avaliação da postura e do uso da força do indivíduo humano, visto que não contempla outros fatores críticos como frequência e duração de movimentos e/ou vibrações associadas. A grande vantagem deste método se dá pelo baixo investimento necessário para sua execução, podendo ser utilizada por um grande número de profissionais da área da ergonomia (DAVID, 2005). No entanto, segundo Lee (2017), o método OWAS, bem como outros similares, consomem tempo e são potencialmente tendenciosos, devido ao julgamento subjetivo dos profissionais.

Uma escala de posturas prejudiciais à saúde do ser humano foi apresentada por Karhu (1977) e separada em quatro classes, sendo elas:

Classe 1: posturas normais que não necessitam de atenção especial, exceto em alguns casos especiais.

Classe 2: posturas devem ser verificadas durante a próxima revisão rotineira dos métodos de trabalho.

Classe 3: posturas precisam ser consideradas em um futuro próximo.

Classe 4: posturas precisam ser consideradas imediatamente.

A partir da definição das classes, pode-se identificar o grau prejudicial das posturas praticadas de acordo com o tempo de duração das posturas. Há duas maneiras de se obter as classes citadas: em porcentagens de tempo da jornada de trabalho em cada postura adotada ou da combinação das quatro variáveis. A Tabela 2 apresenta as classes obtidas em porcentagem de tempo da jornada de trabalho.

Tabela 2: Classificações das classes de acordo com a duração das posturas.

DURAÇÃO MÁXIMA (% da jornada de trabalho)		10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
DORSO	1. Dorso reto	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	2. Dorso inclinado	1	1	1	2	2	2	2	2	3	3
	3. Dorso reto e torcido	1	1	2	2	2	3	3	3	3	3
	4. Inclinado e torcido	1	2	2	3	3	3	3	4	4	4
BRAÇOS	1. Dois braços para baixo	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	2. Um braço para cima	1	1	1	2	2	2	2	2	3	3
	3. Dois braços para cima	1	1	2	2	2	2	2	3	3	3
PERNAS	1. Duas pernas retas	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2
	2. Uma perna reta	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2
	3. Duas pernas flexionadas	1	1	1	2	2	2	2	2	3	3
	4. Uma perna flexionada	1	2	2	3	3	3	3	4	4	4
	5. Uma perna ajoelhada	1	2	2	3	3	3	3	4	4	4
	6. Deslocamento com as pernas	1	1	2	2	2	3	3	3	3	3
	7. Duas pernas suspensas	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2

Fonte: Adaptado de Iida (2018).

De acordo com a Tabela 2, pode-se classificar as classes de acordo com a duração de tempo que o indivíduo permanece em cada postura em relação ao tempo total da jornada de trabalho. Já a Tabela 3 utiliza a combinação das variáveis, isto é, faz uso das posições do dorso, braços, pernas e da carga carregada pelo trabalhador no instante de tempo analisado para definição das classes.

Tabela 3: Classificações das classes pela combinação das variáveis.

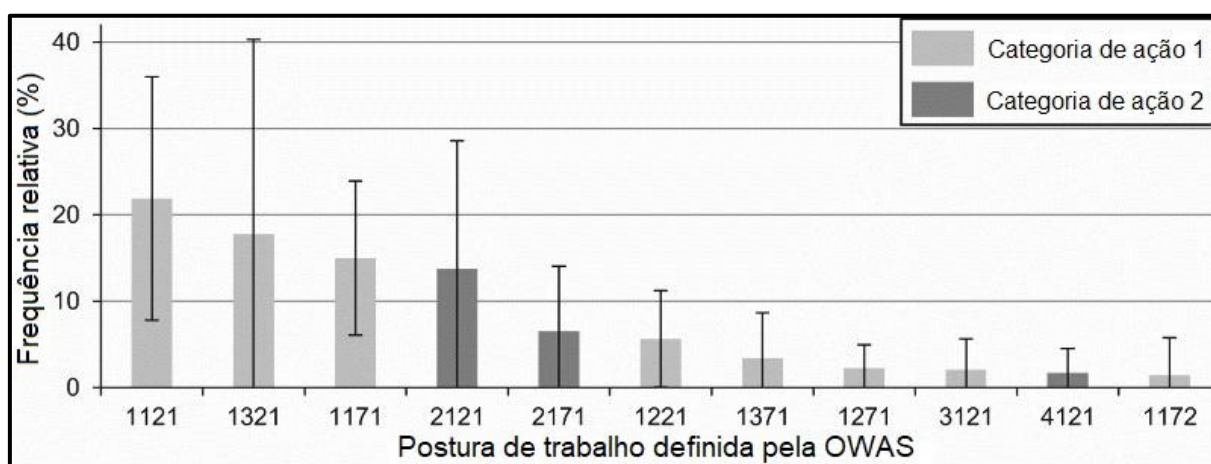
Dorso	Braços	1			2			3			4			5			6			7			Pernas	Cargas
		1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3		
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1		
	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1		
	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	3	2	2	3	1	1	1	1	1	1		2
2	1	2	2	3	2	2	3	2	2	3	3	3	3	3	3	3	2	2	2	2	3	3		
	2	2	2	3	2	2	3	2	3	3	3	4	4	3	4	4	3	3	4	2	3	4		
	3	3	3	4	2	2	3	3	3	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4		
3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	3	3	3	4	4	4	1	1	1	1	1	1		
	2	2	2	3	1	1	1	1	1	2	4	4	4	4	4	4	3	3	3	1	1	1		
	3	2	2	3	1	1	1	2	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1	1	1		
4	1	2	3	3	2	2	3	2	2	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4		
	2	3	3	4	2	3	4	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4		
	3	4	4	4	2	3	4	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4		

Fonte: Adaptado de Iida (2018).

Depois de classificadas todas as classes de uma determinada análise, tem-se como resultado final a porcentagem de tempo em que o trabalhador passou em cada classe. A partir disto, aplicam-se as correções que o avaliador profissional julgar necessárias.

Como exemplo, Brandl (2017) ilustra os resultados obtidos após mais de 20 mil amostras de diferentes trabalhadores em local de trabalho. As frequências de tempo em cada código de posturas foram levantadas, mostradas na Figura 2. As classes foram retiradas da tabela de classificações pela combinação das variáveis, ilustrado na Figura 3.





Figura 2: Frequência em cada código de posturas.



Fonte: Brandl (2017).

Figura 3: Frequência relativa média dos trabalhadores. Nota: '<' = frequência menor que 1%; '<<' = frequência menor que 0,1%.

%		Pernas																						
		1							2							3								
		1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3		
Costas	1	Braços	1				22		<<	<			<			<<	<<		<<			15	1	<<
		2				6	<<		<<			<<										2		
		3				18	<<		<<			<			<<							3	<<	
	2	Braços	1				14	<		<			<	<		<<			<			7	<<	
		2				<	<<		<<			<<			<<			<<				<		
		3				<			<<			<<					<<					<		
	3	Braços	1				2	<	<<	<												<	<	<<
		2				<			<<			<<										<		
		3				<			<<			<<										<		
	4	Braços	1				2	<<	<<	<			<<			<<			<<			<	<<	
		2				<			<<			<<										<<		
		3				<<																<<		

Categoria de ação  AC1  AC2  AC3  AC4

Fonte: Brandl (2017).

No caso das Figuras 2 e 3, a grande maioria das posturas se enquadram nas classes 1 e 2. Portanto, as medidas ergonômicas preventivas, definidas pelo profissional responsável pelas avaliações, são adotadas de acordo com essas classes.

2.2.2 Métodos diretos

De acordo com Zare (2017), os métodos de medição direta podem quantificar a exposição ao risco físico no local de trabalho com maior precisão. Além disso, este método pode ser considerado como referência para comparação com os resultados de métodos observacionais e/ou questionários.

David (2005) aponta que diferentes técnicas dependentes de sensores conectados diretamente ao corpo humano foram desenvolvidas para análises de exposições no ambiente de trabalho, sendo alguns exemplos mostrados na Tabela 4. Os sensores utilizados variam de dispositivos simples e portáteis, para medições da amplitude de movimento das articulações, a goniômetros eletrônicos que fornecem registros contínuos do movimento nas articulações durante a execução de uma tarefa.

Tabela 4: Exemplos de métodos diretos.

Técnica	Características	Função
LMM	Goniômetro eletrônico tri-axial	Avaliação da postura e movimento das costas
Inclinômetros	Acelerômetros tri-axiais	Medição de posturas e movimentos da cabeça, costas e membros superiores
Sistemas de verificação da postura corporal	Registro óptico, sonoro ou eletromagnético de marcadores nos segmentos corporais	Medições de deslocamentos, velocidades e acelerações de um segmento corporal
EMG	Registro da atividade mioelétrica dos músculos	Estimativa de variação na tensão muscular e aplicação de força

Fonte: Adaptado de David (2005).

David (2005) realizou monitoramentos em ambiente ambulatorial e constatou que acelerômetros tri-axiais, em combinação com o *software* apropriado, são adequados para a avaliação de posturas e movimentos corporais durante todo o dia do trabalho ocupacional. Esses dispositivos podem ser usados para determinar o tempo que os indivíduos passam em diferentes posturas durante o dia de trabalho.

Um método direto baseado em um *software* de aquisição, sensores e um *data logger* foi proposto por Zare (2017), a fim de comparação com um método indireto, baseado em um questionário com o avaliado, e um método semidireto, constituído por técnicas observacionais. Os resultados obtidos por Zare (2017) revelaram concordância moderada entre os métodos observacional e direto. Ademais, os métodos semidireto e indireto subestimaram a exposição ao risco dos segmentos corporais em comparação com as medições através dos sensores.

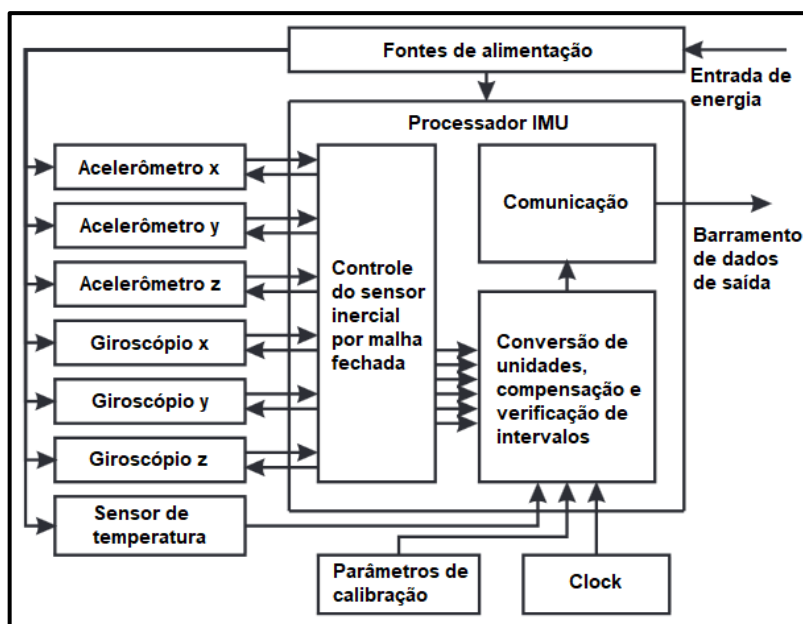
Lee (2017), em sua avaliação de dois sistemas eletrônicos, dispostos em diferentes locais do corpo humano para análise da postura do tronco de trabalhadores de uma construção civil, também fez comparação com um método semidireto. Este método se baseou em observações por meio de gravações de vídeo durante as atividades da pessoa avaliada, fazendo uso da técnica RULA. Em sua comparação, Lee (2017) obteve que as medições obtidas pelos dois dispositivos foram compatíveis com a análise de vídeo, relatando que os sensores vestíveis são promissores na área de segurança no trabalho.

2.3 UNIDADE DE MEDIDAS INERCIAIS

Lee (2017) salienta que uma tecnologia que está surgindo na área de pesquisas sobre Saúde e Segurança Ocupacional (SSO) são a dos sensores vestíveis, conhecidos como *wearables*. Exemplos destes dispositivos estão baseados em acelerometria, sendo os sensores de unidade de medida inercial (IMU) comumente utilizados.

Os sensores IMU são uma combinação entre um acelerômetro tri-axial e um giroscópio tri-axial (KOK, 2017). Segundo Woodman (2007), essas unidades podem incluir três magnetômetros ortogonais interligados ao acelerômetro e ao giroscópio, possibilitando que se rastreie a posição e orientação de um objeto em três dimensões. A Figura 4 ilustra o esquemático de um IMU em detalhes.

Figura 4: Esquemático de uma Unidade de Medidas Inerciais.



Fonte: Adaptado de Groves (2008).

Os sensores IMU podem coletar dados para levantamento de parâmetros de movimentos corporais. Estes podem ser utilizados no pulso, cintura, costas, quadril, coxa ou tornozelo de uma pessoa, fazendo uso de diversas formas para fixação. Ademais, podem registrar dados em uma memória interna, bem como transmitir dados em tempo real para um computador pessoal através de um *gateway*.

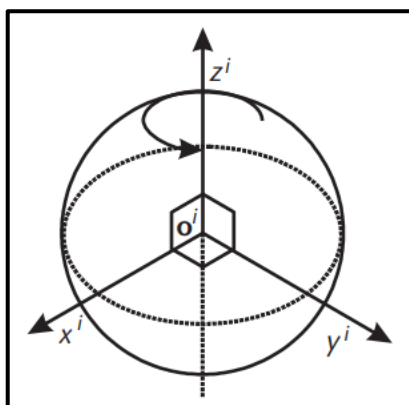
De acordo com Groves (2008), o desenvolvimento dos sensores inerciais atuais está focado na tecnologia MEMS (sistemas microeletromecânicos), possibilitando que os sensores de quartzo e silício sejam produzidos em massa a baixo custo. Os sensores MEMS são pequenos, leves e exibem uma tolerância a choques muito maiores do que os projetos mecânicos convencionais. Além disso, possuem baixo consumo de energia e curto tempo de inicialização.

2.3.1 Sistema de coordenadas

Para melhor entendimento do funcionamento de cada parte de um IMU, e para definir a posição de um objeto em relação à Terra, faz-se necessário definir um conjunto de eixos que permitam que as medições inerciais sejam relacionadas às direções cardeais do planeta (TITTERTON, 2004).

O referencial inercial i é um eixo estacionário. A IMU mede a aceleração linear e a velocidade angular em relação a esse eixo, que tem origem no centro da Terra. O eixo Z^i é paralelo ao eixo de rotação da Terra e aponta para o norte geográfico. O eixo X^i aponta para o equinócio vernal, e o eixo Y^i completa um sistema ortogonal dextrogiro¹ (KOK, 2017).

Figura 5: Eixos do referencial inercial.



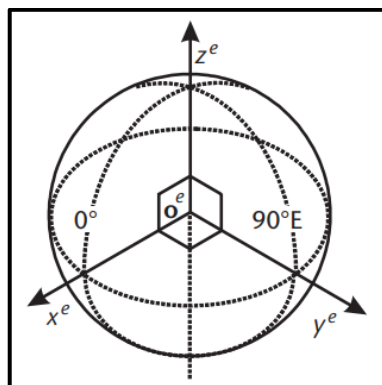
Fonte: Groves (2008).

O referencial terrestre coincide com o referencial gravitacional, exceto por manter seus eixos fixos em relação à Terra (GROVES, 2008). O eixo Z^e é paralelo ao

¹ Nome dado aos elementos que giram ou se voltam para a direita.

eixo de rotação da Terra e aponta para o norte geográfico. O eixo X^e aponta para a intersecção entre a linha do Equador e o meridiano de Greenwich. O eixo Y^e completa um sistema dextrogiro¹.

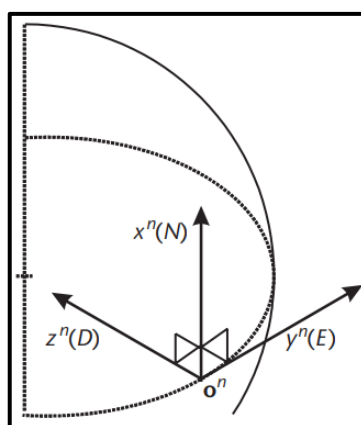
Figura 6: Eixos do referencial terrestre.



Fonte: Groves (2008).

O referencial de navegação n têm origem no centro gravitacional do objeto. O eixo Z^n aponta para baixo, aproximadamente em direção ao centro da Terra. O eixo X^n aponta para o norte geográfico, enquanto que o eixo Y^n aponta para o leste geográfico. Em suma, a posição e orientação do referencial do objeto b se dá em relação a esses eixos.

Figura 7: Eixos do referencial de navegação.

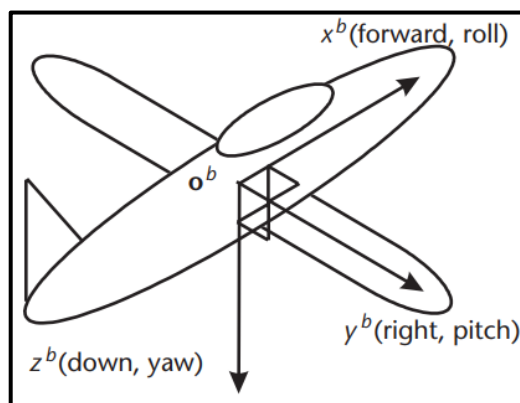


Fonte: Groves (2008).

O referencial do objeto b coincide com o referencial de navegação, exceto por manter seus eixos fixos em relação à estrutura do objeto. Sua origem está localizada no centro de gravidade do objeto e está alinhada à estrutura. Geralmente os

movimentos angulares nestes eixos são conhecidos por *roll* (rolamento), *pitch* (arfagem) e *yaw* (guinada), sendo estes os eixos x^b , y^b e z^b , respectivamente.

Figura 8: Eixos do referencial do objeto.



Fonte: Groves (2008).

2.3.2 Giroscópio

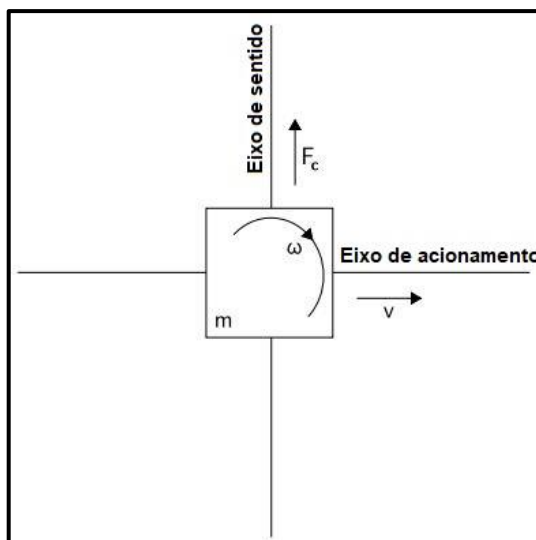
De acordo com Kok (2017), os giroscópios medem a velocidade angular de um corpo em relação ao referencial gravitacional da Terra. Groves (2008) explica que são divididos em três tipos principais: mecânicos, ópticos e vibratórios. Os que utilizam tecnologia MEMS se baseiam na construção por métodos vibratórios.

Woodman (2007) explica que os giroscópios MEMS fazem uso do efeito Coriolis, que afirma que um corpo girando em uma velocidade angular ω , com massa m e que se move à uma velocidade v experimenta uma força F_c , de acordo com a Equação (1).

$$F_c = -2m(\omega * v) \quad (1)$$

Os giroscópios construídos com essa tecnologia contêm elementos vibratórios para medir o efeito Coriolis. A geometria mais simples para isso consiste em uma única massa disposta para vibrações ao longo de um eixo de acionamento, conforme mostrado na Figura 9. No momento em que o dispositivo é girado, uma vibração secundária é induzida ao longo do eixo perpendicular devido à força de Coriolis. A velocidade angular é calculada a partir da medição dessa rotação secundária.

Figura 9: Geometria de um giroscópio de massa vibratória.



Fonte: Adaptado de Woodman (2007).

2.3.3 Acelerômetro

Conforme Kok (2017), os acelerômetros medem a força sobre o referencial do objeto, que é resultante das ações da aceleração inercial e da aceleração da gravidade. Estes podem ser classificados como dispositivos mecânicos ou de estado sólido.

Os acelerômetros construídos com tecnologia MEMS compreendem ambas classificações acima citadas. A primeira classe consiste em acelerômetros mecânicos, que medem o deslocamento de uma massa, e fabricados usando técnicas de MEMS. A segunda classe consiste em dispositivos que medem a mudança na frequência de um elemento vibratório causada por uma mudança de tensão, visto em acelerômetros de estado sólido (WOODMAN, 2007).

2.3.4 Magnetômetro

De acordo com Woodman (2007), os magnetômetros são comumente utilizados junto aos IMUs para medição da intensidade do campo magnético em uma determinada direção. Com isso, os dados provenientes desse sensor podem ser fundidos com os dados do giroscópio para melhorar a precisão da orientação

calculada de um objeto, diminuindo o erro de deriva, conhecido como *drift*. Entretanto, os magnetômetros são facilmente afetados por objetos magnéticos próximos a ele.

A maioria dos magnetômetros MEMS operam com base na medição da força de Lorentz, que atua sobre um condutor de corrente na presença de um campo magnético. Porém, existem outros tipos comuns de magnetômetros, como os de efeito *Hall* (KUMAR, 2016).

Conforme Cai (2012), os magnetômetros de efeito *Hall* trabalham na detecção da tensão através de um elemento metálico fino quando colocado sob forte campo magnético, perpendicular ao plano do elemento. Comparado a outros dispositivos, este produz um menor sinal de saída, possui menor sensibilidade e baixa estabilidade de temperatura. Entretanto, é relativamente pequeno em tamanho, dissipa pouca energia e é de baixo custo.

2.3.5 Módulo MPU-6050

O módulo MPU-6050, do fabricante InvenSense, é um dispositivo MEMS que combina um giroscópio tri-axial e um acelerômetro tri-axial, juntamente com o recurso *Digital Motion Processor* (DMP) integrado, que faz o processamento dos dados do sensor. O módulo conta com barramento I²C dedicado para comunicação com um microcontrolador.

O MPU-6050 possui seis conversores analógico-digitais de 16 bits para digitalizar as saídas do giroscópio e do acelerômetro. Além disso, pode-se configurar a sensibilidade dos dados de ambos, com uma escala de ± 250 , ± 500 , ± 1000 e $\pm 2000^\circ/\text{s}$. Para o acelerômetro, estão disponíveis escalas de $\pm 2\text{g}$, $\pm 4\text{g}$, $\pm 8\text{g}$ e $\pm 16\text{g}$.

O consumo de corrente médio do dispositivo, com todos os recursos em funcionamento, é de 3,9mA. Ademais, graças a sua tecnologia MEMS, as dimensões do módulo são bastante reduzidas. Tendo em vista a aplicação do módulo em diferentes locais do corpo humano, estas características se mostram adequadas para este fim.

2.3.6 Módulo MPU-9250

Do mesmo fabricante do módulo MPU-6050, o MPU-9250 se diferencia do primeiro por combinar, juntamente com um giroscópio tri-axial e um acelerômetro tri-axial, o magnetômetro tri-axial AK8963, incorporado do fabricante Asahi Kasei Microdevices Corporation. A comunicação neste módulo pode ser feita através dos barramentos I²C ou SPI. A escala do sensor magnetômetro é fixa e equivale à $\pm 4800\mu\text{T}$.

O consumo de corrente neste módulo, quando os três sensores em funcionamento, é de 3,7mA, em média. Suas dimensões são semelhantes ao módulo MPU-6050 e, portanto, podem ser aplicados em locais que demandam tamanhos reduzidos de *hardware*, como em análises posturais do corpo humano.

2.4 ORIENTAÇÃO NO PLANO TRIDIMENSIONAL

2.4.1 Ângulos de Euler

A orientação de um corpo rígido através dos sensores IMU pode ser obtida por meio de diferentes técnicas, a mais comum são os ângulos de Euler (LIMA, 2015). Estes descrevem a orientação de um corpo rígido com três ângulos, onde cada rotação acontece em torno de um eixo cuja localização depende das rotações que a antecederam (CRAIG, 2012). Outros exemplos de representação de ângulos de Euler são os ângulos de *roll-pitch-yaw* e ângulos Eulerianos, sendo estes últimos pouco utilizados (CABRAL, [20–?]).

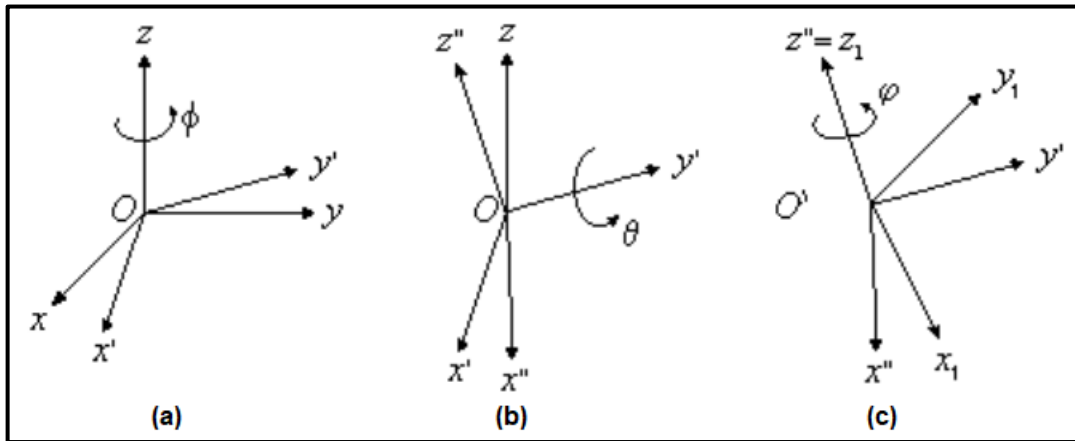
2.4.1.1 Representação por ângulos de Euler

Conforme Craig (2012) e Cabral [20–?], os ângulos de Euler correspondem à seguinte sequência de rotações:

1. Rotação de um ângulo ϕ em torno do eixo z ($R_{z,\phi}$);
2. Rotação de um ângulo θ em torno do eixo y ($R_{y,\theta}$);
3. Rotação de um ângulo φ em torno do eixo z ($R_{z,\varphi}$);

A sequência de rotações mencionadas está ilustrada na Figura 10, para um sistema de coordenadas x-y-z com origem no ponto O.

Figura 10: Sequência de rotações para definição dos ângulos de Euler.



Fonte: Adaptado de Cabral [20-?].

Em um primeiro momento, a rotação ocorre no eixo z de um ângulo ϕ , formando um novo sistema de coordenadas O-x'y'z (Figura 8 (a)). Em seguida, o eixo y' sofre uma rotação de ângulo θ , resultando em um sistema O-x'y''z'' (Figura 8 (b)). Por fim, o sistema sofre uma rotação no eixo z'' de ângulo ϕ , resultando no sistema de coordenadas O1-x1y1z1 (Figura 8 (c)). Os três ângulos mencionados determinam a orientação do novo sistema de coordenadas, resultando nos ângulos de Euler (CRAIG, 2012; CABRAL, [20-?]).

Craig (2012) e Cabral [20-?] apresentam a matriz de rotação que representa essas três rotações consecutivas, definida por:

$$\begin{aligned}
 R_{\phi,\theta,\phi} &= R_{z,\phi}R_{y',\theta}R_{z'',\phi} \\
 &= \begin{bmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2) \\
 &= \begin{bmatrix} \cos \phi \cos \theta \cos \phi - \sin \phi \sin \phi & -\cos \phi \cos \theta \sin \phi - \sin \phi \cos \phi & \sin \theta \cos \phi \\ \sin \phi \cos \theta \cos \phi + \cos \phi \sin \phi & -\sin \phi \cos \theta \sin \phi + \cos \phi \cos \phi & \sin \theta \sin \phi \\ -\sin \theta \cos \phi & \sin \theta \sin \phi & \cos \theta \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

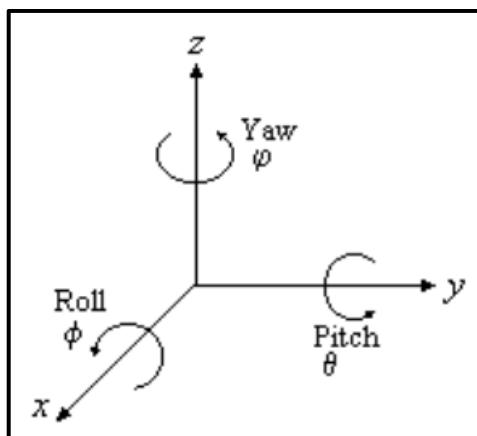
2.4.1.2 Representação por ângulos de *roll-pitch-yaw*

Também conhecidos como ângulos de Tait-Bryan (LIMA, 2015), os ângulos *roll-pitch-yaw* (rolamento-arfagem-guinada) são um conjunto de ângulos independentes muito utilizados na robótica e na área de engenharia aeroespacial (CABRAL, [20–?]). Normalmente são descritos por rotações em torno dos eixos principais do sistema de coordenadas fixo, seguindo a sequência (LIMA, 2015):

1. “*Yaw*”: rotação de um ângulo φ em torno do eixo z_0 ($R_{z_0,\varphi}$);
2. “*Pitch*”: rotação de um ângulo θ em torno do eixo y_0 ($R_{y_0,\theta}$);
3. “*Roll*”: rotação de um ângulo ϕ em torno do eixo x_0 ($R_{x_0,\phi}$);

A sequência de rotações mencionadas está ilustrada na Figura 11.

Figura 11: Rotações de ângulos *roll-pitch-yaw*.



Fonte: Adaptado de Cabral [20–?].

Esses ângulos também podem ser especificados em termos de rotações em torno dos eixos dos sistemas subsequentes, ou seja, que se formam após o primeiro movimento (CRAIG, 2012; CABRAL, [20–?]). Assim, tem-se a rotação primeiramente no eixo z , seguidos do eixo y e x , resultando nos ângulos φ , θ e ϕ , respectivamente (LIMA, 2015).

A matriz de rotação que representa essa sequência de rotações com tais ângulos é dada por (CRAIG, 2012; CABRAL, [20–?]):

$$R_{\varphi,\theta,\phi} = R_{z,\varphi}R_{y,\theta}R_{x,\phi} \quad (3)$$

$$\begin{aligned}
&= \begin{bmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & 0 \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} \cos \varphi \cos \theta & \cos \varphi \sin \theta \sin \phi - \sin \varphi \cos \phi & \cos \varphi \sin \theta \cos \phi + \sin \varphi \sin \phi \\ \sin \varphi \cos \theta & \sin \varphi \sin \theta \sin \phi + \cos \varphi \cos \phi & \sin \varphi \sin \theta \cos \phi - \cos \varphi \sin \phi \\ -\sin \theta & \cos \theta \sin \phi & \cos \theta \cos \phi \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

A descrição correta dos movimentos acontece quando a sequência de giros definidas previamente é respeitada. Entretanto, em dado momento poderá ocorrer o alinhamento de dois eixos, no momento da execução de um movimento arbitrário. Neste instante, em uma próxima sequência de giros, nem todo o espaço das rotações possíveis poderá ser atingido. Este cenário é conhecido como *gimbal lock* (LAVIERI, 2011).

2.4.1.3 Gimbal lock

Lavieri (2011) explica que o termo *gimbal* pode ser designado a qualquer suporte que tenha possibilidade de girar em torno de um eixo fixo. Uma sequência de três anéis concêntricos, dispostos perpendicularmente em relação aos outros, com um objeto fixado ao anel mais interno, permite que este assuma qualquer atitude no espaço. A movimentação de cada anel desde sistema corresponde a cada uma das rotações de Euler.

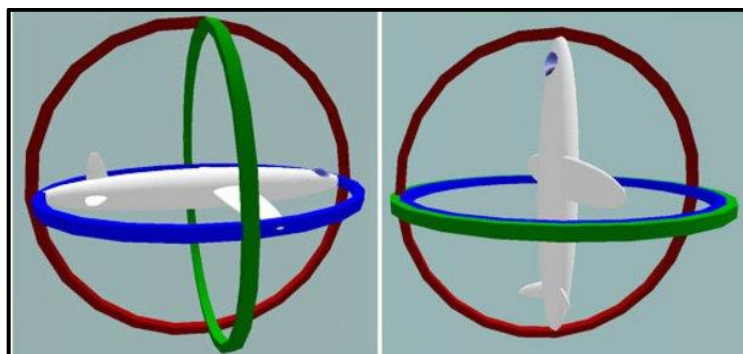
A consequência da ocorrência de *gimbal lock* é a perda de um grau de liberdade de rotação, acontecendo no momento em que o segundo eixo da sequência de rotações é rotacionado 90°. Isto ocorre em todas as possíveis sequências de ângulos de Euler, porém em planos distintos (LAVIERI, 2011).

Um exemplo matemático da ocorrência de *gimbal lock* pode ser mostrada através da rotação do ângulo $\theta = 90^\circ$ na Equação (3), o que resulta na matriz de rotação dependente apenas dos ângulos φ e ϕ , conforme a Equação (4):

$$R_{\varphi, \theta, \phi} = \begin{bmatrix} 0 & -\sin(\varphi - \phi) & \cos(\varphi - \phi) \\ 0 & \cos(\varphi - \phi) & \sin(\varphi - \phi) \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

De maneira ilustrativa, a Figura 12 apresenta a ocorrência de *gimbal lock* em um objeto (BENINI, 2010). Uma maneira comum de se evitar esse fenômeno é representar as rotações por meio de quatérnios (LAVIERI, 2011).

Figura 12: Ocorrência de *gimbal lock* (à direita).



Fonte: Benini (2010).

2.4.2 Quatérnios

Quatérnios foram criados por Willian R. Hamilton em 1843, podendo ser interpretados como um vetor de dimensão quatro ou um número hipercomplexo (GALO E TOZZI, 2001). Segundo Lavieri (2011), um quatérnio é um número da forma $q = a + bi + cj + dk$, onde “a”, “b”, “c” e “d” são números reais e “i”, “j” e “k” são unidades imaginárias. Estas unidades seguem as seguintes relações:

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1 \quad (5)$$

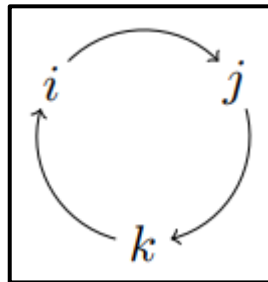
$$ij = k = -ji \quad (6)$$

$$jk = i = -kj \quad (7)$$

$$ki = j = -ik \quad (8)$$

Uma forma usual para lembrar as regras de multiplicação entre as unidades imaginárias de um quatérnio é apresentada por Conrad [20-?]. Multiplicações seguindo a ordem do círculo da Figura 13 resultam em sinal positivo, caso contrário, recebem sinal negativo. Por exemplo, $jk = i$ e $ik = -j$.

Figura 13: Círculo auxiliar para multiplicações das partes imaginárias de um quatérnio.



Fonte: Conrad [20-?].

De acordo com Galo e Tozzi (2001), um quatérnio genérico pode ser representado por:

$$\dot{q} = q + q_x \vec{i} + q_y \vec{j} + q_z \vec{k} = q + \vec{q} = (q, \vec{q}) = (q, q_x, q_y, q_z) \quad (9)$$

onde q , q_x , q_y e q_z são escalares reais e q_x , q_y e q_z são componentes do vetor \vec{q} .

A Equação (10) representa a rotação de ângulo θ em torno de um vetor unitário \vec{v} escrito por quatérnio (GALO E TOZZI, 2001):

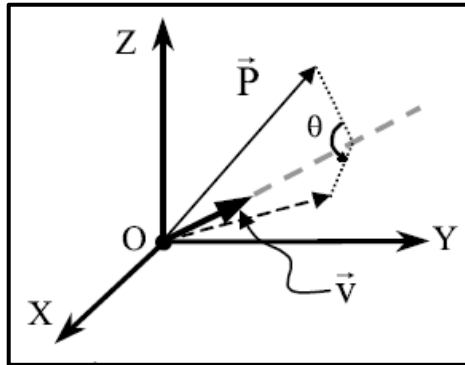
$$\dot{q} = \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) + \text{sen}\left(\frac{\theta}{2}\right) \vec{v} = \left(\cos\left(\frac{\theta}{2}\right), \text{sen}\left(\frac{\theta}{2}\right) \vec{v}\right) \quad (10)$$

A rotação de um ponto P no espaço tridimensional representado pelo quatérnio puro $\dot{p} = (0, \vec{P})$, onde $\vec{P} = [x \ y \ z]^T$, juntamente com o quatérnio da Equação (10), pode ser representada por um ângulo θ em torno do vetor unitário \vec{v} pela Equação (11):

$$P_r = \dot{q} \cdot \dot{p} \cdot \dot{q}' \quad (11)$$

onde P_r representa o ponto rotacionado pelo quatérnio \dot{q} . A Figura 14 a seguir mostra essa rotação.

Figura 14: Rotação do ponto \vec{P} em torno do vetor \vec{v} e de ângulo θ .



Fonte: Galo e Tozzi (2001).

Galo e Tozzi (2001) explicam que, para se obter a matriz de rotação R , equivalente à Equação (11), deve-se desenvolver o produto desta, considerando $\dot{q} = (q, v)$, $v = [q_x \ q_y \ q_z]^T$ e $\dot{p} = (0, \vec{P})$. Esta operação, detalhada em Galo e Tozzi (2001), resulta na seguinte matriz de rotação por quatérnios:

$$R = \begin{bmatrix} q^2 + q_x^2 - q_y^2 - q_z^2 & 2(q_x q_y - q q_z) & 2(q_x q_z + q q_y) \\ 2(q_x q_y + q q_z) & q^2 - q_x^2 + q_y^2 - q_z^2 & 2(q_y q_z - q q_x) \\ 2(q_x q_z - q q_y) & 2(q_y q_z + q q_x) & q^2 - q_x^2 - q_y^2 + q_z^2 \end{bmatrix} \quad (12)$$

De acordo com Berner (2008), para converter um quatérnio no formato $q = q + q_x i + q_y j + q_z k$ para ângulos de Euler na convenção de ângulos de Tait-Bryan, deve-se fazer as seguintes operações:

$$\phi = \arctan2^2 \left((q_y q_z + q q_x), \frac{1}{2} - (q_x^2 + q_y^2) \right) \quad (13)$$

$$\theta = \arcsen \left(-2(q_x q_z - q q_y) \right), \text{ onde } -\pi/2 < \theta < \pi/2 \quad (14)$$

$$\varphi = \arctan2 \left((q_x q_y + q q_z), \frac{1}{2} - (q_y^2 + q_z^2) \right) \quad (15)$$

As equações apresentadas assumem que $-2(q_x q_z - q q_y) \neq \pm 1$. O fenômeno de *gimbal lock* ocorre quando o ângulo θ atinge -90° ou 90° . Neste caso, a conversão é indeterminada nos casos que:

² A função $\arctan2$ é a tangente inversa de quatro quadrantes. A função assume dois valores (y e x), sendo usada para converter de coordenadas cartesianas (x, y) em coordenadas polares (r, ϕ) , onde $\phi = \arctan(y, x)$.

$$\begin{aligned} & \text{caso } 2(q_x q_z - q q_y) = +1: \\ \theta = -\pi/2 \text{ e } \phi + \varphi &= \arctan2\left((q_x q_y - q q_z), (q_x q_z + q q_y)\right) \end{aligned} \quad (16)$$

$$\begin{aligned} & \text{caso } 2(q_x q_z - q q_y) = -1: \\ \theta = \pi/2 \text{ e } \phi - \varphi &= \arctan2\left((q_x q_y - q q_z), (q_x q_z + q q_y)\right) \end{aligned} \quad (17)$$

2.5 PLATAFORMAS MICROCONTROLADAS

Um microcontrolador é uma estrutura que integra, em um único chip, um microprocessador, uma certa quantidade de memória e várias interfaces periféricas. A Unidade Central de Processamento (CPU) é conectada aos outros subsistemas do microcontrolador por meio dos barramentos de endereço e dados (MITESCU, 2005).

Os microcontroladores geralmente são fabricados com memória e periféricos digitais e analógicos integrados ao núcleo do processador em um chip. Estes podem operar com processadores de 32 ou 64 bits, com frequência de *clock* de centenas de mega-hertz e ainda possuir a funcionalidade de um DSP (MALINOWSKI E YU, 2011).

He (2017) salienta que o grande desenvolvimento da Internet das Coisas se deve principalmente pelos avanços da microeletrônica, comunicação e da tecnologia da informação. Assim, pequenos dispositivos “inteligentes” dispõem não somente de recursos sensoriais e atuadores para interação como o ambiente, mas também de conectividade de rede para se comunicar, acessar serviços da internet e interagir com pessoas. As tecnologias de rede populares para conectividade entre aparelhos são Wi-Fi, *ZigBee*, *Bluetooth* e redes de telefonia celular, como o 4G.

2.5.1 Microcontrolador ESP8266-01

O ESP8266-01, fabricado pela empresa Ai-Thinker, é uma plataforma microcontrolada com comunicação Wi-Fi integrada de baixo consumo de energia, em um design compacto e com grande desempenho para aplicações IOT. Além de possibilitar seu uso de forma autônoma, esta plataforma também pode ser aplicada a

qualquer outro microcontrolador para prover um adaptador Wi-Fi, através de interfaces SPI/SDIO ou UART.

Esta plataforma microcontrolada possui dois pinos GPIO com resistores internos de *pull-up* em ambos, podendo ser utilizados para comunicações via I²C. Além disso, possui comunicação UART, processador de 32 bits de baixa potência, com frequência de *clock* máxima de 160MHz, e antena PCB.

Uma vantagem da utilização dessa plataforma se deve ao seu tamanho extremamente reduzido e seu baixo consumo de corrente. As operações em modos distintos de economia de energia estão disponíveis para otimizar o sistema em questões de consumo energético. A arquitetura de economia de energia opera em três modos: modo ativo, modo de suspensão (*modem-sleep* e *light-sleep*) e modo de suspensão profunda (*deep-sleep*), mostrados na Tabela 5.

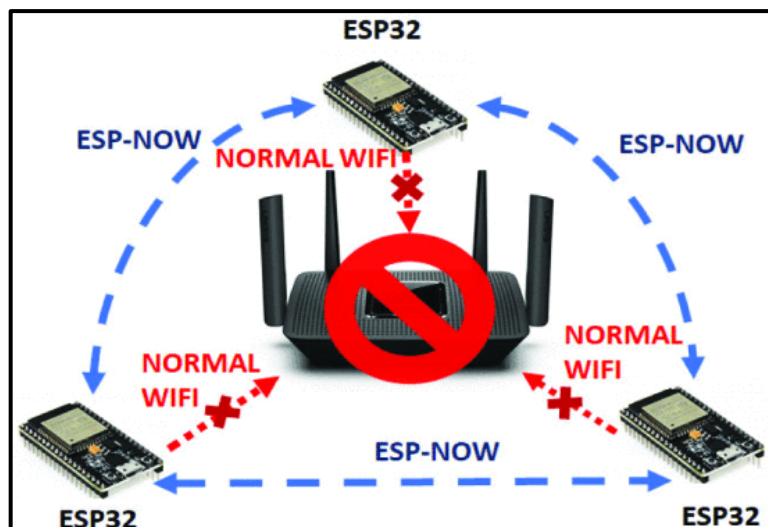
Tabela 5: Consumo de energia do ESP8266-01.

Modos de operação	Consumo médio
TX802.11 b, CCK 11 Mbps, POUT = +17 dBm	170 mA
TX802.11 g, OFDM 54Mbps, POUT = +15 dBm	140 mA
TX802.11 n, MCS7, POUT = +13 dBm	120 mA
Rx802.11 b, 1024 bytes packet length, -80 dBm	50 mA
Rx802.11 g, 1024 bytes packet length, -70 dBm	56 mA
Rx802.11 n, 1024 bytes packet length, -65 dBm	56 mA
Modem-sleep	15 mA
Light-sleep	0,9 mA
Deep-sleep	20 µA
Shut down	0,5 µA

Fonte: Datasheet Ai-Thinker ESP-01.

A comunicação entre microcontroladores ESP pode ser feita através do protocolo ESP-NOW, desenvolvido pela Espressif e caracterizado por ser uma comunicação sem conexões físicas, fazendo uso do padrão Wi-Fi IEEE 802.11. Possui rápida comunicação e com transmissão de curtos pacotes de dados de um dispositivo a outro, sendo assim um protocolo ponto a ponto. Um exemplo de comunicação entre microcontroladores ESP32 é mostrado na Figura 15, ocorrendo da mesma maneira com microcontroladores ESP8266.

Figura 15: Funcionamento do protocolo ESP-NOW entre dispositivos.



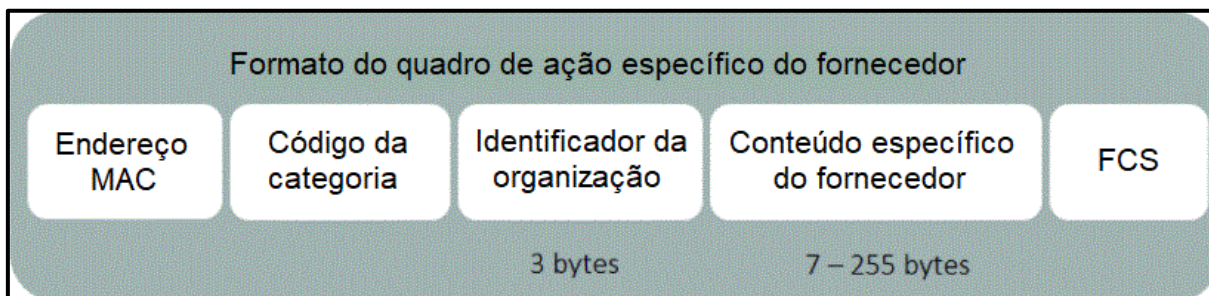
Fonte: Hoang (2019).

Os principais recursos do protocolo ESP-NOW são:

- Comunicação criptografada e não criptografada;
- Pacote de dados de até 250 bytes;
- Função de *callback* para envio da confirmação ou não do recebimento do pacote de dados;
- Conexão limitada a 20 pares não criptografados.

Nesse protocolo, os dados são encapsulados em um formato de envio conforme visto na Figura 16. O método CCMP é utilizado para a criptografia dos dados.

Figura 16: Formato de envio dos dados através do protocolo ESP-NOW.



Fonte: Hoang (2019).

Visto que não há necessidade de comunicação prévia com um roteador Wi-Fi, o protocolo ESP-NOW requer um emparelhamento entre dispositivos antes da comunicação, que se dá através do endereço MAC dos dispositivos. Uma vez

pareado, a conexão é persistente, o que torna o protocolo eficiente e veloz em comunicações entre dispositivos.

2.6 TRABALHOS RELACIONADOS

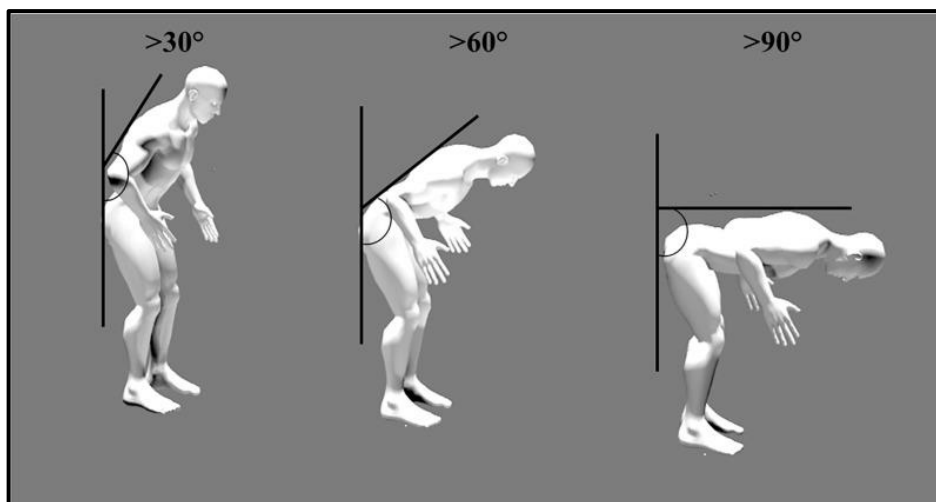
Tendo em vista o aumento da preocupação da saúde das pessoas durante suas atividades nos ambientes de trabalho, diversos estudos apontam meios para analisar as condições de trabalho através da tecnologia. Neste capítulo são explorados diferentes trabalhos relacionados à aquisição de dados posturais por meio do uso de sensores inerciais.

No trabalho apresentado por Balaguier (2017), os trabalhadores de vinha na França foram monitorados enquanto realizavam suas tarefas cotidianas, com o objetivo de analisar a inclinação e rotação de seus troncos. As Figuras 17 e 18 apresentam graficamente as inclinações e rotações analisadas.

A coleta de dados se deu pelo uso de uma unidade de medição inercial sem fio que combina um giroscópio angular 3D, um acelerômetro 3D e um magnetômetro 3D, fixado em um cinto elástico ajustável ao peito dos participantes. Esse local do corpo foi preferido à área das costas pois geralmente os trabalhadores de vinha já utilizam consigo um cinto junto à uma bateria nesta região, devido a seus instrumentos de trabalho necessitarem de energia elétrica.

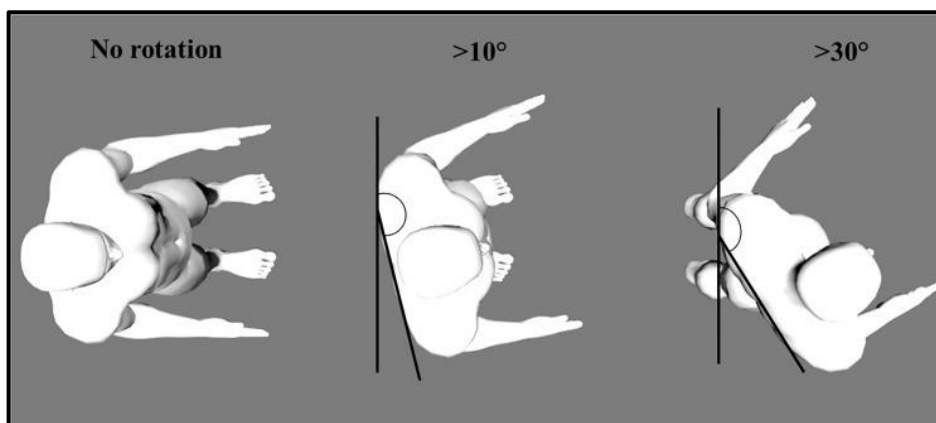
Os ângulos de inclinação do tronco foram categorizados nos ângulos de $<30^\circ$, $>30^\circ$, $>60^\circ$ e $>90^\circ$. Já os ângulos de rotação do tronco foram distribuídos em: $<10^\circ$, $>10^\circ$ e $>30^\circ$. Os trabalhadores foram analisados em suas atividades por um período de 12 minutos. Vale observar que para cada informação recebida, a porcentagem de tempo em cada posição angular era calculada.

Figura 17: Representação gráfica da inclinação frontal do tronco.



Fonte: Balaguier (2017).

Figura 18: Representação gráfica da rotação do tronco.



Fonte: Balaguier (2017).

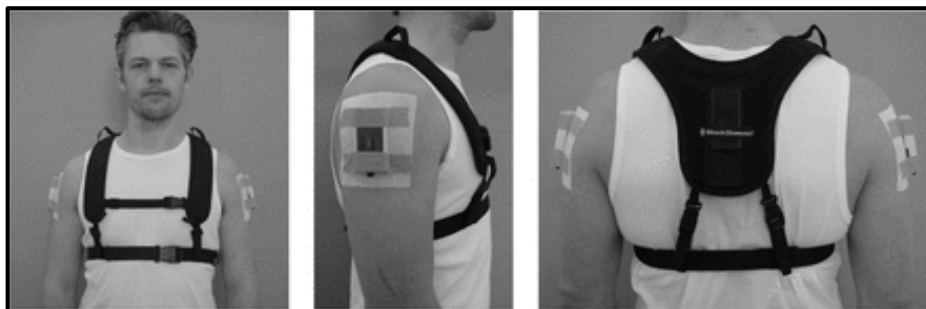
De acordo com Balaguier (2017), os resultados mostram que em mais de 50% do tempo os trabalhadores estavam inclinados a mais de 30° para frente e com o tronco rotacionado a mais de 10°, para ambos os lados. Estes dados mostram que as posturas adotadas pelos trabalhadores de vinha durante a execução da atividade de poda podem aumentar o risco de LMERT na região lombar.

No trabalho elaborado por Wahlström (2016) também se faz uso de acelerômetros. Este se diferencia de Balaguier (2017) por ter os sensores dispostos nos braços, além das costas. Neste caso, foram analisadas a inclinação do tronco e a elevação dos braços durante a jornada de trabalho de 27 agentes de bagagem em um aeroporto sueco.

No processo de medição da subida dos braços, um sensor foi anexado sobre o músculo deltoide de cada um dos participantes, de modo que os eixos do sensor e do

úmero estivessem alinhados quando em posição anatômica. Já para medir a inclinação do tronco, os inclinômetros foram posicionados em um cinto personalizado entre as bordas das escápulas. A Figura 19 mostra a disposição dos sensores no corpo destes trabalhadores.

Figura 19: Local de disposição dos acelerômetros do braço (a e b) e cinto personalizado utilizado para o acelerômetro traseiro (a e c).

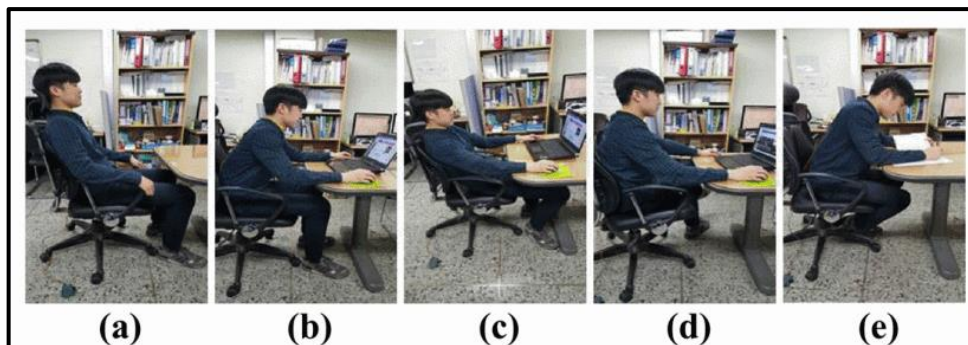


Fonte: Wahlström (2016).

Os resultados mostram que, conforme Wahlström (2016), os agentes de bagagem executaram suas atividades com o tronco inclinado para a frente com ângulos maiores que 60° por 2% da jornada total de trabalho, em média, enquanto que 71% do tempo foi passado em uma postura neutra, com uma inclinação do corpo menor que 20° . Já para a posição dos braços, os trabalhadores estiveram com os braços elevados em mais de 60° por cerca de 6% do tempo total da jornada de trabalho, para ambos os braços.

No trabalho apresentado por Ma (2016), desenvolve-se um sistema de reconhecimento e classificação de postura sentada baseado em acelerômetros. O objetivo do estudo foi classificar cinco posturas distintas, sendo uma considerada correta (postura A) e as demais incorretas (postura B-E), como pode ser visto na Figura 20.

Figura 20: Posturas adotadas para reconhecimento ((a), (b), (c), (d), (e)).



Fonte: Ma (2016).

Os dados posturais foram adquiridos por meio do sensor acelerômetro MPU6050, fixado na parte posterior do pescoço da pessoa analisada. O microcontrolador Arduino Uno foi utilizado para o processamento dos dados provenientes do sensor. A partir disto, os vetores de características foram extraídos pela análise de componentes principais (PCA) a partir dos dados de aceleração. A máquina de vetores de suporte (SVM) e o agrupamento de médias K foram usados para classificar a postura sentada com os vetores de característica transformados.

Para cada postura sentada, os dados de aceleração foram transformados em vetores de características pela análise de componentes principais (PCA). Dois modelos de treinamento foram gerados; um pelo algoritmo de agrupamento médias K e o outro pelo SVM. A fim de avaliar o desempenho, calculou-se a taxa de acerto de posturas para cada treinamento utilizado para a classificação.

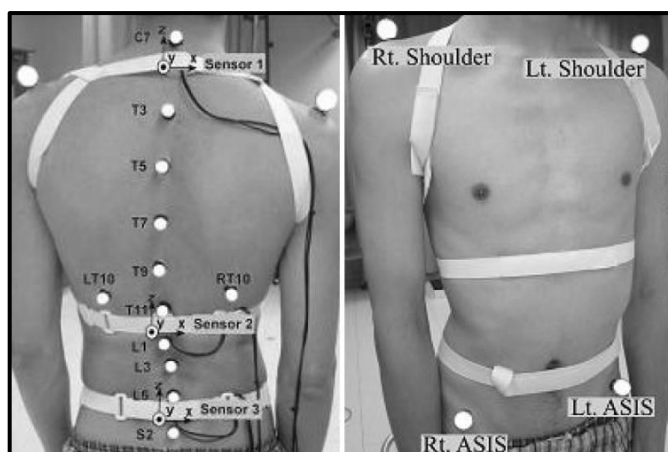
Ao final da análise, Ma (2016) obteve uma porcentagem de acerto de classificação acima de 89% para todas as posturas, exceto para a postura C, que obteve 75,8% de acerto, utilizando o método de treinamento pelo algoritmo de agrupamento de médias K. Já para o modelo de treinamento pelo SVM, todas as posturas foram corretamente classificadas em acima de 90% dos casos.

Já Wong (2008) introduziu um método de utilização de um sistema de monitoramento de postura para estimar as alterações da curvatura da coluna vertebral durante os movimentos do tronco nos planos sagital e coronal, fornecendo monitoramento da postura do tronco durante as atividades diárias. O sistema consistia em três módulos sensores, cada um com um acelerômetro tri-axial e três giroscópios uniaxiais alinhados ortogonalmente, juntamente a um sistema de aquisição e feedback de dados digitais.

A precisão deste sistema foi testada com um sistema tridimensional de análise de movimentos baseado em vídeo com seis câmeras com fonte de luz infravermelha (Vicon 370). Esse sistema se baseia no monitoramento das coordenadas tridimensionais dos marcadores refletivos instalados nas costas de nove indivíduos humanos, com taxa de amostragem de 60Hz, conforme a Figura 21.

O sistema de monitoramento, contendo os sensores inerciais, foi separado em três níveis para medição dos movimentos do tronco nos planos sagital e coronal. Os sensores foram fixados na parte de trás dos indivíduos nos níveis de tronco superior (T1 e T2), tronco médio (T12) e pélvico (S1) com fitas elásticas.

Figura 21: Localizações dos marcadores refletivos e dos sensores.



Fonte: Wong (2008).

Os sinais de saída do sistema foram manipulados com o algoritmo de autorredefinição para estimar a alteração postural. Este algoritmo consistia na integração dos sinais do giroscópio durante condições dinâmicas e dos sinais de inclinação do acelerômetro em condições quase estáticas³, para o cálculo da orientação dos módulos sensores. O sistema foi referenciado em posição neutra, em pé, por um minuto antes de iniciar o monitoramento da postura.

Wong (2018) verificou que as diferenças entre os valores quadráticos médios (RMS) dos ângulos adquiridos pelo sistema de monitoramento composto pelos sensores inerciais e pelo sistema de análise baseado em vídeo foram $<3,1^\circ$ para o plano sagital e $\leq 2,1^\circ$ para o plano coronal em todas as regiões e movimentos medidos

³ Condição em que o processo de um sistema ocorre de maneira lenta, mantendo-o em estado de equilíbrio em todos os instantes de tempo.

do tronco. Os coeficientes de correlação das medidas foram maiores que 0,829 para os planos de domínio de flexão e flexão lateral.

Baseados nos estudos desenvolvidos por Balaguier (2017), Wahlström (2016), Ma (2016) e Wong (2018), nota-se que é possível desenvolver análises posturais por meio de sensores dispostos junto ao corpo humano. Além disso, percebe-se que sensores acelerômetros são muito utilizados para estas análises, tanto para inclinação como para rotação do tronco, além de possibilitar o uso dos mesmos em outras partes do corpo humano, como nos braços.

Tabela 6: Trabalhos relacionados.

Autor	Trabalho	Sensor utilizado	Objetivos do estudo	Posturas analisadas
BALAGUIER, <i>et al.</i> (2017)	Cinemática do tronco e lombalgia durante a poda entre os trabalhadores da vinha - Um estudo de campo em Chateau Larose-Trintaudon	Unidade de medição inercial sem fio (I4 motion - Technoconcept)	Extrair a duração de tempo da flexão e rotação do tronco dos trabalhadores e relacionar esse tempo com a intensidade de dor lombar	Inclinação e rotação do tronco
WAHLSTRÖM, <i>et al.</i> (2016)	Posturas e movimentos completos do tronco e do braço entre manejadores de bagagem de aeronaves	VitaMove triaxial accelerometer/ inclinometer	Determinar se as posturas se diferem entre os trabalhadores na rampa (carga e descarga de aeronaves) e nas áreas de classificação de bagagem.	Inclinação do tronco nos planos sagital e coronal e elevação dos braços
MA, <i>et al.</i> (2016)	Um sistema de reconhecimento de postura sentada baseado em acelerômetro de 3 eixos	Acelerômetro 6-eixos (MPU-6050)	Propor um sistema classificador de postura sentada usando o sensor acelerômetro	Inclinação do tronco (sentado)
WONG, WONG. (2008)	Monitoramento da postura do tronco com sensores inerciais	Kionix KXM52 3-Axis Accelerometer	Desenvolver um sistema de monitoramento da curva da coluna vertebral durante movimentos do tronco nos planos sagital e coronal e fornecer monitoramento da postura do tronco durante atividades diárias.	Inclinação do tronco nos planos sagital e coronal

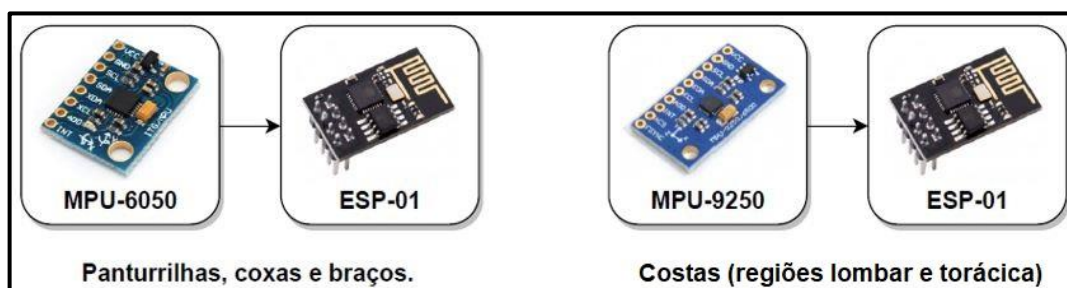
Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

3 DESENVOLVIMENTO DO TRABALHO

Este trabalho consiste no desenvolvimento de um equipamento capaz de realizar a análise ergonômica de um indivíduo pelo sistema OWAS, por meio da aplicação do método direto, ou seja, fazendo uso de sensores e microcontroladores. Optou-se pela utilização de IMUs para a aquisição dos dados, sendo escolhidos os módulos MPU-6050 e MPU-9250. Ademais, a plataforma microcontrolada ESP-01 foi escolhida para integrar ao projeto por possuir comunicação Wi-Fi integrada, com o objetivo de possibilitar a comunicação entre os dispositivos e evitar a presença de cabos físicos pelo corpo do indivíduo, diminuindo o impacto causado em suas atividades diárias de trabalho.

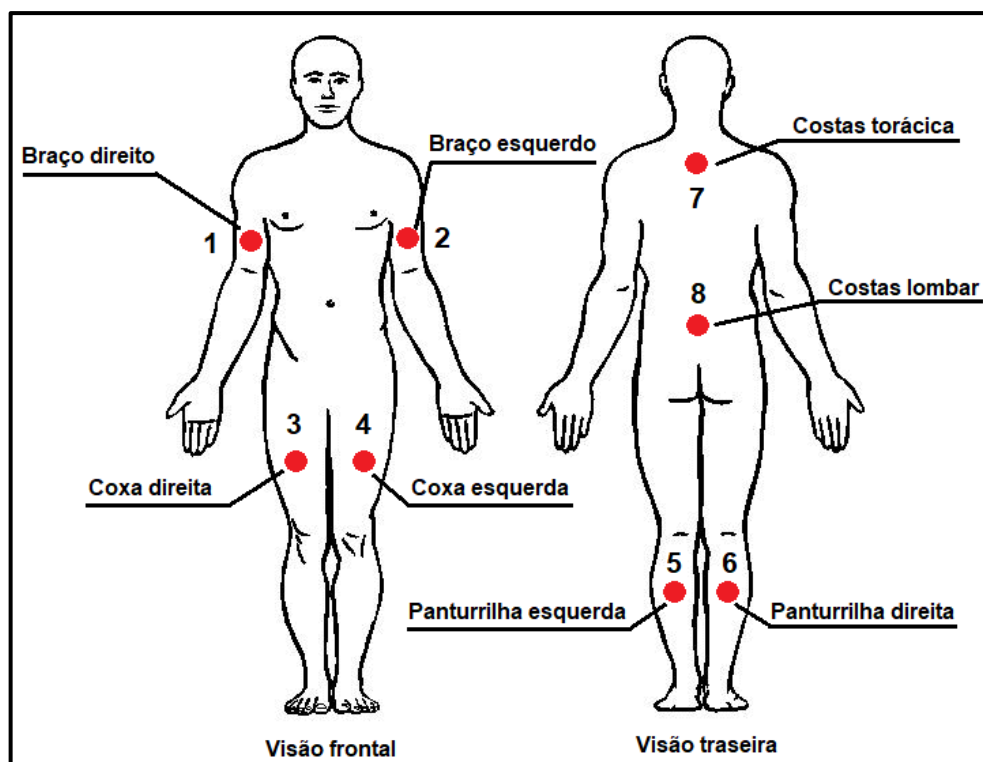
Os sensores foram alocados pelo corpo humano, com o objetivo de adquirir dados posturais para posterior transformação em códigos ergonômicos abrangidos pelo método OWAS. A Figura 22 apresenta as ligações dos sensores inerciais com as plataformas microcontroladas, bem como a região onde estes serão alocados no indivíduo. Já a Figura 23 ilustra onde cada unidade de aquisição foi anexada ao corpo humano.

Figura 22: Ligações dos sensores inerciais com as plataformas microcontroladas e regiões de alocações no corpo.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Figura 23: Disposição dos sensores pelo corpo humano.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

A disposição dos sensores no corpo do indivíduo foi determinada a partir dos trabalhos de Wahlström (2016) e Wong (2008), onde o primeiro autor utiliza sensores nas costas e nos braços, e o segundo autor faz uso de sensores em diferentes regiões das costas. A localização dos sensores nas pernas foi determinada a partir da necessidade de se obter dados de posições das coxas e das panturrilhas do indivíduo avaliado, para posterior geração do código OWAS.

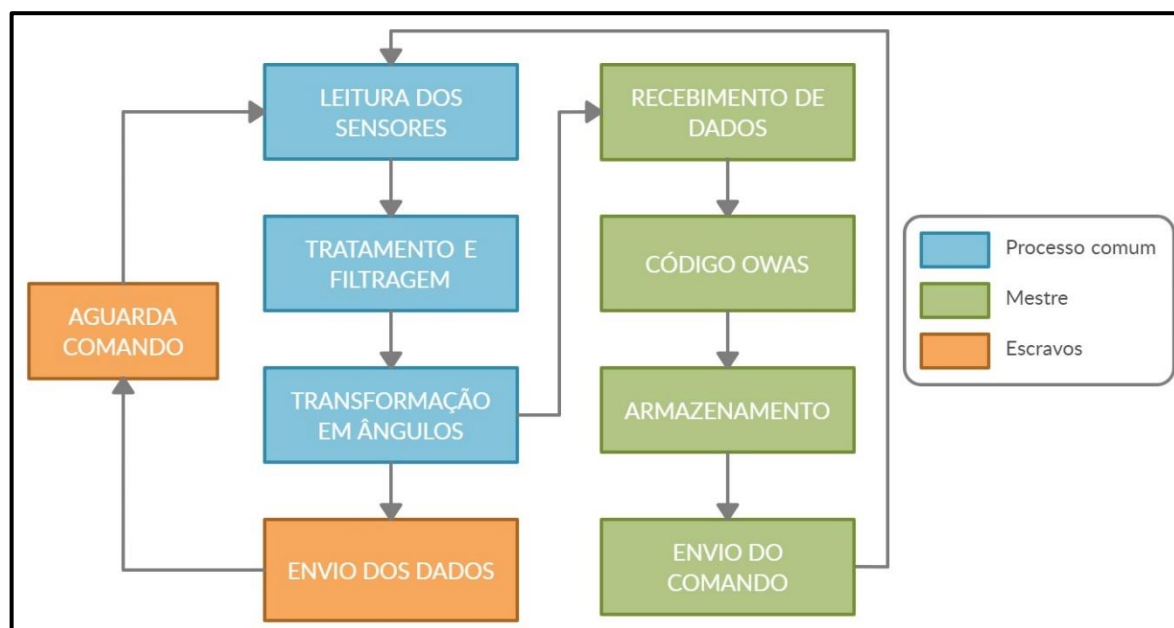
Inicialmente, o local definido para o microcontrolador central foi a região torácica das costas do indivíduo analisado. Porém, para facilitar o controle das operações do sistema, determinou-se o braço esquerdo como o local desta unidade de aquisição. Além disso, o sensor que seria posicionado na região cervical das costas do indivíduo foi alterado para a região torácica, para não interferir nos movimentos da cabeça e dos ombros.

Com o intuito de concentrar as informações de todos os sensores em um único dispositivo, um microcontrolador central, denominado mestre, foi responsável pelo armazenamento de toda a informação proveniente das demais unidades de aquisição, denominadas escravos. Essa medida foi necessária pois, para geração dos códigos posturais abrangidos pelo método OWAS, é imprescindível que sejam conhecidos

todos os ângulos resultantes da posição momentânea do corpo humano em determinado instante. Portanto, coube a unidade mestre a tarefa de gerar o código OWAS a cada ciclo de análise da postura corporal.

O diagrama de blocos do funcionamento geral do sistema proposto é apresentado na Figura 24.

Figura 24: Diagrama dos processos do sistema.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Os processos presentes no diagrama ocorrem no momento em que se inicia cada ciclo de análise. O processo comum, ou seja, o procedimento utilizado por todas as unidades de aquisição, é o primeiro trabalho realizado, ilustrado em azul. Após a finalização do processo comum, a unidade mestre realiza os processos determinados em verde. Já as demais unidades executam os processos em laranja. Os detalhes de cada processo serão retratados nos Capítulos 3.2 e 3.3.

A definição do número de vezes que este ciclo de operação ocorre é feita previamente do início das aquisições posturais. Define-se o número de aquisições que o sistema obterá e o tempo de amostragem do sistema que, de acordo com profissionais da ergonomia que utilizam métodos semidiretos, geralmente é de cem aquisições (fotografias) e de trinta segundos, respectivamente. Para este trabalho, definiu-se o tempo de amostragem de 3 segundos, a fim de obter-se uma melhor precisão nos dados posturais.

Por fim, o sistema desenvolvido foi comparado a um método semidireto, baseado em fotografias. O projeto visou proporcionar um sistema automatizado para auxiliar nas avaliações posturais desempenhadas por profissionais do ramo da ergonomia e da segurança do trabalho. Em visto disso, esta comparação teve como objetivo obter um grau de confiabilidade e similaridade entre as técnicas.

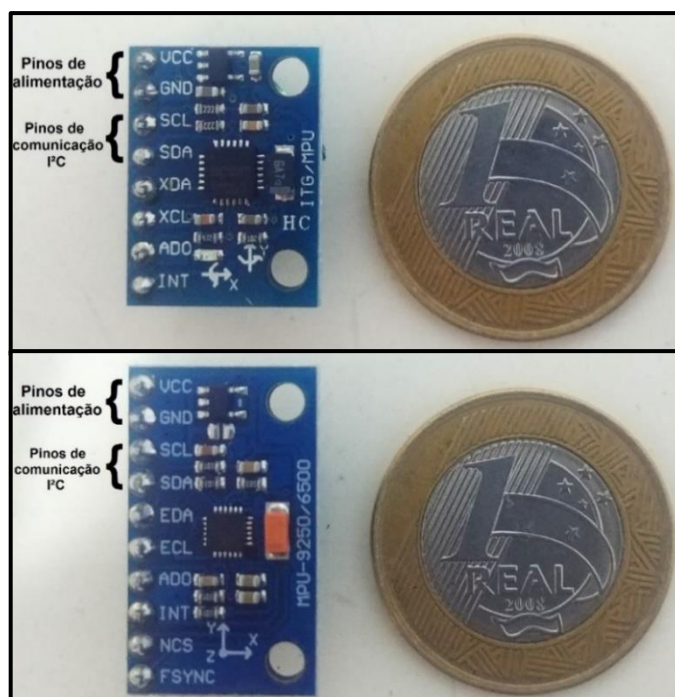
Com intuito de tornar mais claro o entendimento quanto a implementação do sistema desenvolvido, optou-se por classificar o desenvolvimento em quatro etapas: construção do equipamento eletrônico, aquisição e tratamento dos sinais, envio e recebimento dos dados e conversão dos ângulos para o código OWAS. Portanto, essas etapas serão descritas em detalhes na sequência.

3.1 CONSTRUÇÃO DO EQUIPAMENTO ELETRÔNICO

Os sensores MPU-6050 devem ser alocados nos braços e nas pernas do trabalhador voluntário, totalizando seis sensores. Estes necessitam apenas dos dados de ângulo provenientes de um eixo de referência, portanto são adequados para esta situação. Já os dois módulos MPU-9250 devem ser dispostos nas costas do indivíduo, sendo um na região torácica e o outro na região lombar.

A razão pela qual optou-se pela utilização dos sensores MPU-9250 nas costas do indivíduo decorre da necessidade de análise do ângulo de rotação do tronco humano, sendo esta rotação em referência ao eixo Z, ou *yaw*, onde este coincide com o eixo gravitacional da Terra. Portanto, para diminuir o erro acumulativo de deriva dos ângulos de *yaw*, faz-se necessário o uso de IMUs que contenham um magnetômetro, para que este dê a referência do norte magnético da Terra. Os módulos MPU-6050 e MPU-9250, e seus pinos utilizados, são mostrados na Figura 25.

Figura 25: Módulos MPU-6050 e MPU-9250 em comparação a uma moeda.

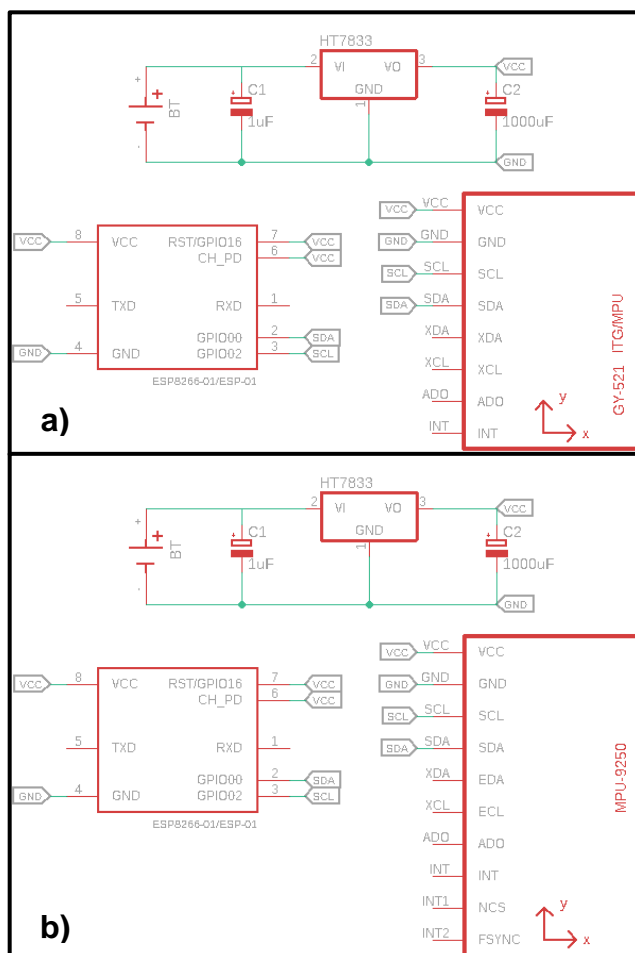


Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

A alimentação dos microcontroladores e dos sensores se deu por meio de baterias de íons de lítio, uma vez que são capazes de armazenar uma quantidade de energia suficiente para aplicações de baixo consumo.

Um regulador de tensão, LDO HT7833, com tensão de saída de 3,3V, também foi utilizado, pois segundo o *datasheet* do microcontrolador ESP-01 e dos módulos IMU, estes operam corretamente neste valor de tensão. Além disso, este regulador de tensão garante uma corrente de saída máxima de 500mA, o que proporcionou o funcionamento correto de todo o circuito durante as transmissões sem fio (vide Tabela 5). Os circuitos de alimentação e as ligações dos módulos IMU com os microcontroladores ESP-01 são mostrados na Figura 26.

Figura 26: Circuito de alimentação e ligação do módulo MPU-6050 (a) e do módulo MPU-9250 (b).



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Segundo recomendação do fabricante do componente HT7833, para um adequado funcionamento da fonte de alimentação, um capacitor de valor $1\mu\text{F}$ em paralelo à bateria se faz necessário. Ademais, fez-se necessário o uso de um capacitor de valor $1000\mu\text{F}$ em paralelo à tensão de saída, a fim de proporcionar a tensão de $3,3\text{V}$ estável, evitando que os picos de corrente do microcontrolador diminuíssem a tensão, provocando um desligamento temporário involuntário no ESP-01. Com isso, garantiu-se que a fonte de alimentação se mantivesse em pleno funcionamento.

O circuito elétrico de cada unidade de aquisição foi disposto junto a uma caixa de acrílico desenvolvida de acordo com as medidas do mesmo. Uma unidade de aquisição com o sensor MPU-9250 e outra com o sensor MPU-6050 são retratadas na Figura 27.

Figura 27: Unidade de aquisição com sensor MPU-9250 e MPU-6050.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

A fixação destas caixas no corpo humano se deu por meio de fitas de velcro, de maneira que o usuário contornasse os locais do corpo determinados na Figura 23 com estas fitas e alocasse as caixas nas mesmas. O protótipo desenvolvido é apresentado na Figura 28, com o intuito de esclarecer os pontos utilizados para fixação do equipamento eletrônico.

Figura 28: Protótipo desenvolvido.



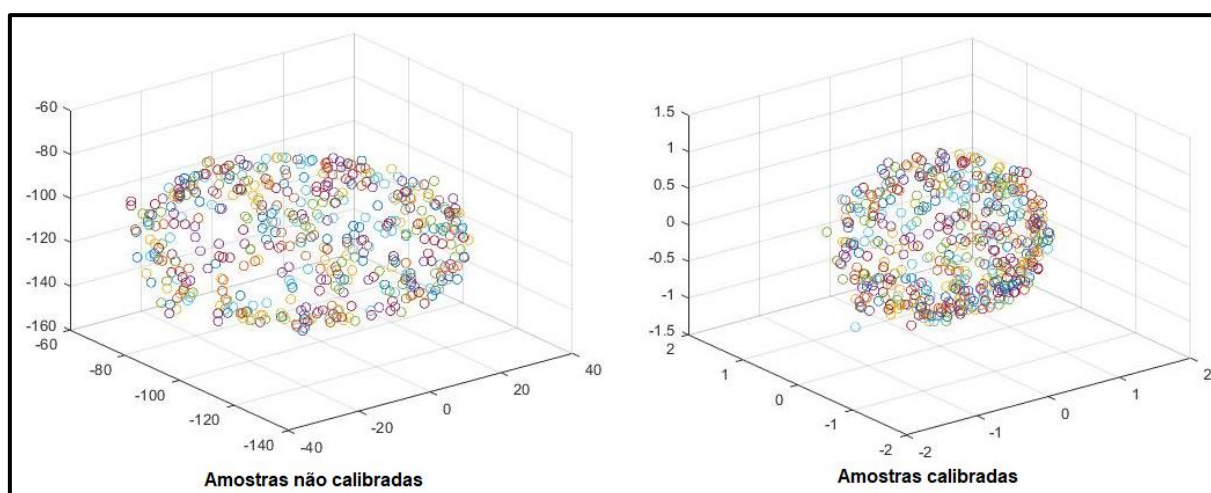
Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

3.2 AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DOS DADOS

Primordialmente, os sensores foram devidamente calibrados, que consistiu na aquisição de elevados números de amostras dos acelerômetros, giroscópios e magnetômetros em uma rotação completa no plano tridimensional. Um sistema livre de interferências deve apresentar um gráfico resultante destas amostras no formato de uma esfera centrada na origem. Porém, na presença de interferências, como eletromagnéticas, e/ou erros de instrumentação intrínsecos à tecnologia do sensor, resultam em um gráfico semelhante à uma elipsoide deslocada da origem.

A Figura 29 apresenta os gráficos de amostras, em bits, de um magnetômetro não calibrado e o resultado após a calibração do mesmo, podendo-se perceber a diferença entre os valores encontrados nos eixos de cada gráfico.

Figura 29: Amostras de um magnetômetro não calibrado e calibrado.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Desta maneira, calibrou-se cada sensor inercial separadamente e adquiriu-se os valores de *offset* para cada eixo de rotação, sendo posteriormente aplicado em *firmware* para correção dos valores de ângulos posturais. Um equipamento de calibração, mostrado na Figura 30, foi desenvolvido para auxílio nas rotações tridimensionais para cada sensor.

Figura 30: Equipamento para auxílio de calibração.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Após a aplicação dos *offsets* em cada dispositivo, o sistema foi referenciado em posição neutra, em pé, por alguns segundos antes de iniciar o monitoramento da postura. Em seguida, as próximas etapas foram realizadas, que ocorreram no momento das análises posturais.

Os ângulos necessários para caracterização das posturas do dorso, pernas e braços foram adquiridos de forma independente. Logo, os dois sensores dispostos nos braços foram utilizados para a definição da posição dos mesmos, enquanto que os dois sensores na região torácica e lombar das costas foram para definição da postura das costas. Já as posturas das pernas foram adquiridas por meio dos quatro sensores dispostos nas coxas e panturrilhas do indivíduo.

O processo comum, apresentado no diagrama da Figura 24, é o primeiro trabalho realizado pelas unidades de aquisição. Primeiramente, faz-se a leitura dos sensores MPU-6050 e MPU-9250, onde obtêm-se os dados brutos dos acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. Feito isso, as informações de cada sensor são tratadas e normalizadas de acordo com a sensibilidade ajustada para cada sensor inercial (vide 2.3.5 e 2.3.6).

O filtro Mahony, apresentado por Mahony (2008), foi utilizado para a filtragem dos dados, que se caracteriza por ser um filtro complementar. Este consiste na

estimação da orientação de um objeto combinando as informações do giroscópio com as do acelerômetro. As informações do magnetômetro são inclusas nos cálculos provenientes do sensor MPU-9250.

A cada ciclo de análise, os erros de aquisição são calculados para cada eixo tridimensional, que consiste no produto vetorial entre a direção estimada, que são os dados da amostra atual, e a direção da gravidade medida, que são os dados da última amostra. Os cálculos dos erros para os sensores MPU-6050 podem ser vistos nas Equações 18 a 23 a seguir.

$$vx = 2 * (q_2q_4 - q_1q_3) \quad (18)$$

$$vy = 2 * (q_1q_2 + q_3q_4) \quad (19)$$

$$vz = q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 + q_4^2 \quad (20)$$

$$ex = (ay * vz - az * vy) \quad (21)$$

$$ey = (az * vx - ax * vz) \quad (22)$$

$$ex = (ax * vy - ay * vx) \quad (23)$$

Os cálculos dos erros para os sensores MPU-9250, que incluem os dados do magnetômetro para estimar a direção de referência do campo magnético da Terra, utilizam, além das Equações 18, 19 e 20, as seguintes:

$$hx = 2 * mx * (0,5 - q_3^2 - q_4^2) + 2 * my * (q_2q_3 - q_1q_4) + 2 * mz * (q_2q_4 + q_1q_3) \quad (24)$$

$$hy = 2 * mx * (q_2q_3 + q_1q_4) + 2 * my * (0,5 - q_2^2 - q_4^2) + 2 * mz * (q_3q_4 - q_1q_2) \quad (25)$$

$$bx = \sqrt{hx^2 + hy^2} \quad (26)$$

$$bz = 2 * mx * (q_2q_4 - q_1q_3) + 2 * my * (q_3q_4 - q_1q_2) + 2 * mz * (0,5 - q_2^2 - q_3^2) \quad (27)$$

$$wx = 2 * bx * (0,5 - q_3^2 - q_4^2) + 2 * bz * (q_2q_4 + q_1q_3) \quad (28)$$

$$wy = 2 * bx * (q_2q_3 - q_1q_4) + 2 * bz * (q_1q_2 + q_3q_4) \quad (29)$$

$$wz = 2 * bx * (q_1q_3 + q_2q_4) + 2 * bz * (0,5 - q_2^2 - q_3^2) \quad (30)$$

$$ex = (ay * vz - az * vy) + (my * wz - mz * wy) \quad (31)$$

$$ey = (az * vx - ax * vz) + (mz * wx - mx * wz) \quad (32)$$

$$ez = (ax * vy - ay * vx) + (mx * wy - my * wx) \quad (33)$$

Os valores resultantes das Equações 21, 22 e 23, para as unidades de aquisição com o sensor MPU-6050, e das Equações 31, 32 e 33, para as unidades de aquisição com o sensor MPU-9250, são multiplicados por um compensador proporcional, com o objetivo de corrigir a velocidade angular medida. O valor determinado empiricamente, em laboratório, para o compensador foi $Kp = 30$.

Em seguida, o erro é aplicado aos dados já calibrados do giroscópio, de acordo com as Equações 34 a 36.

$$gx = gx + Kp * ex \quad (34)$$

$$gy = gy + Kp * ey \quad (35)$$

$$gz = gz + Kp * ez \quad (36)$$

Terminada estas etapas, as quatro componentes de um quatérnio são calculadas, que estimam a posição do indivíduo no espaço, apresentadas nas Equações 37 a 43, onde Δt é o tempo passado, em segundos, entre a amostra atual e a anterior e pa , pb e pc armazenam os três últimos componentes do quatérnio da última amostra.

$$pa = q2 \quad (37)$$

$$pb = q3 \quad (38)$$

$$pc = q4 \quad (39)$$

$$q1 = q1 + (-q2 * gx - q3 * gy - q4 * gz) * \Delta t \quad (40)$$

$$q2 = pa + (q1 * gx + pb * gz - pc * gy) * \Delta t \quad (41)$$

$$q3 = pb + (q1 * gy - pa * gz + pc * gx) * \Delta t \quad (42)$$

$$q4 = pc + (q1 * gz + pa * gy - pb * gx) * \Delta t \quad (43)$$

O quatérnio resultante é então transformado em ângulos de Euler, na representação *roll-pitch-yaw*, sendo assim possível a conversão destes para o código OWAS.

Para os ângulos resultantes de *yaw*, foi determinada a convenção de 0° à 360°, semelhante ao funcionamento de uma bússola. Estes ângulos serão usados exclusivamente para estipular a torção do dorso do indivíduo.

3.3 ENVIO E RECEBIMENTO DOS DADOS

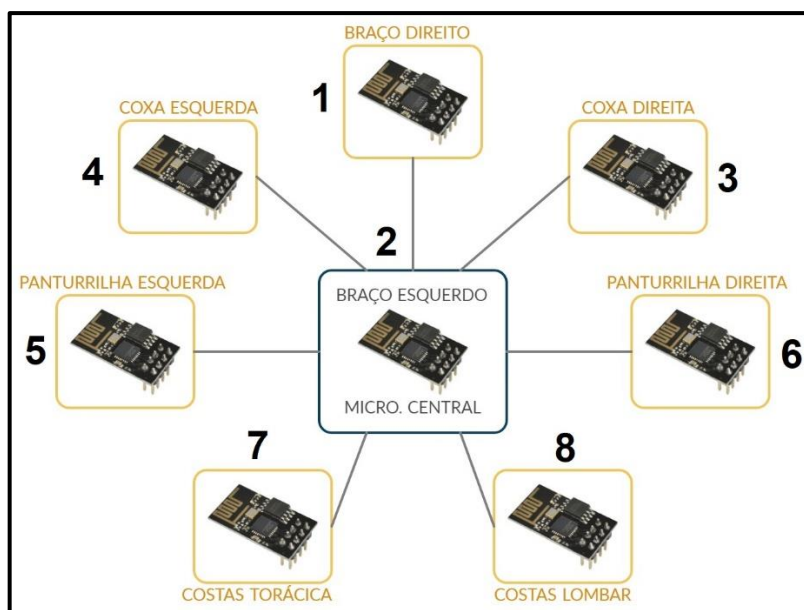
Ao final do processo de cada unidade de aquisição, utilizou-se o protocolo ESP-NOW para o envio dos ângulos obtidos pelos microcontroladores para a unidade central. Por sua vez, o microcontrolador central organiza e armazena as informações recebidas, encerrando um ciclo de operação.

O tempo de realização destes ciclos foi previamente definido para a cada três segundos. Assim sendo, um sinal de comando é enviado pelo microcontrolador central para os demais microcontroladores a cada três segundos, com o objetivo de sincronizar a leitura dos sensores inerciais e obter as respostas de cada um no mesmo instante de tempo.

Seguindo as informações providas na Figura 24, após a finalização do processo comum, o microcontrolador central aguarda o recebimento dos ângulos das demais unidades de aquisição. Enquanto isso, as demais unidades de aquisição realizam o envio dos ângulos obtidos para este microcontrolador.

No momento em que todos os microcontroladores finalizaram o envio das informações para o microcontrolador central, este último gera o código OWAS correspondente à postura do indivíduo naquele instante e o armazena na memória, enquanto que as demais unidades aguardam o tempo de três segundos até o recebimento de um sinal de comando, para iniciar um novo ciclo. A topologia de rede utilizada foi a do tipo estrela, ilustrada na Figura 31.

Figura 31: Topologia de rede estrela.


















Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Por fim, após completar todos os ciclos de operações definidos, um botão existente junto ao microcontrolador central é pressionado para parar as aquisições de dados, desconectar o protocolo ESP-NOW e conectar-se à rede Wi-Fi cadastrada em *firmware*. Desse modo, os códigos OWAS armazenados no microcontrolador podem ser enviados para um computador presente no local em que ocorrem as análises posturais por meio do protocolo IP, para posterior verificação dos resultados.

3.4 CONVERSÃO PARA O CÓDIGO OWAS

O método utilizado para conversão dos ângulos de cada unidade de aquisição foi baseado na Figura 32.

Figura 32: Posturas analisadas pelo método OWAS.

DORSO	 1 Reto	 2 Inclinado	 3 Reto e torcido	 4 Inclinado e torcido	
	BRAÇOS	 1 Dois braços para baixo	 2 Um braço para cima	 3 Dois braços para cima	ex: 2151 RF  2 DORSO inclinado
		PERNAS	 1 Duas pernas retas	 2 Uma perna reta	 3 Duas pernas flexionadas
	 4 Uma perna flexionada		 5 Uma perna ajoelhada	 6 Deslocamento com pernas	 7 Duas pernas suspensas

Fonte: Adaptado de lida (2018).

Analisando o dorso para as posições reta e inclinada, definiu-se que a posição reta se daria para ângulos de inclinação entre 15° e -15° em relação ao eixo vertical alinhado com o corpo do indivíduo quando em pé. Já a torção de dorso foi estabelecida com a diferença dos ângulos de *yaw* dos dois sensores dispostos nas costas da pessoa, sendo considerado como dorso torcido uma diferença maior que 15° .

A posição dos braços foi definida como “para cima” quando estes estão acima do nível do ombro do indivíduo, ou seja, para valores de ângulo acima de 0° em relação ao eixo horizontal ao corpo humano quando em pé. Portanto, se nenhum dos ângulos ultrapassar a linha dos ombros, é considerado que os dois braços estão para baixo. Se apenas um ultrapassar esta linha, considera-se apenas um braço para cima. Da mesma forma, se os dois braços estiverem acima da linha do ombro, resulta-se em dois braços para cima.

O resultado do posicionamento das pernas se deu de maneira mais complexa, pois abrange dois ângulos de observação. Sendo assim, uma série de condições foi determinada em *firmware* para definição do código OWAS correspondente, todas em relação ao eixo vertical do corpo humano quando em pé. Por definição, quando as

pernas do indivíduo estão para frente do corpo, os valores de ângulos são positivos, caso contrário, serão negativos. Com o intuito de exemplificar, quando o indivíduo está com as duas pernas flexionadas, os resultados de ângulos nas unidades de aquisição instaladas nas coxas devem ser positivos, enquanto que os valores de ângulos das unidades nas panturrilhas devem ser negativos.

Além disso, para casos em que o indivíduo se encontra em deslocamento, foi necessária a análise dos dados do giroscópio dos sensores localizados nas panturrilhas da pessoa. Esse deslocamento foi determinado para situações em que o indivíduo está com as duas pernas com velocidade angular igual ou superior à 9 °/s.

4 RESULTADOS

Baseado nos métodos desenvolvidos no Capítulo 3, este capítulo tratará os resultados obtidos em laboratório. Os resultados expostos compreendem a análise individual do sistema em relação as posturas abrangidas pelo método OWAS e a comparação do mesmo com um método fotográfico.

4.1 ANÁLISE INDIVIDUAL DO SISTEMA

Com a finalidade de avaliar o comportamento do sistema para cada posição inclusa no método OWAS, realizaram-se testes de postura corporal de maneira individual. Cada postura foi realizada nove vezes, possibilitando a observação dos resultados de ângulos e de códigos OWAS gerados pelo microcontrolador mestre.

Utilizou-se como método de avaliação a taxa de acerto do código OWAS gerado pelo sistema em relação ao código determinado pela análise visual, onde esta taxa diz respeito à equivalência de ambos os códigos. Portanto, para casos em que o código OWAS realizado pelo sistema é equivalente ao determinado nas análises fotográficas, considera-se que o sistema acertou o código. Caso os códigos não sejam idênticos, considera-se que o sistema errou o código.

Porém, em casos que aconteçam diferenças nos códigos, não se pode apontar que o sistema errou a análise, mas apenas interpretar que os códigos OWAS não estão condizentes. Isso acontece devido a possibilidade de o responsável pelas avaliações fotográficas interpretar equivocadamente a postura do indivíduo em determinada fotografia.

De acordo com a análise OWAS, têm-se quatro diferentes posições para o dorso. Portanto, avaliou-se cada posição individualmente, ou seja, para o dorso reto, inclinado, reto e torcido e inclinado e torcido, onde os códigos OWAS correspondentes são 1, 2, 3 e 4, respectivamente. A Figura 33 apresenta os ângulos obtidos pelo sistema quando o tronco se encontra em posição reta, onde a resposta esperada do sistema para o código OWAS era igual à 1.

Figura 33: Resultados para o dorso reto.

(1)	(2)	(3)	Foto	Ângulo dorso	Código OWAS
(1)	(2)	(3)	(1)	7°	1
(4)	(5)	(6)	(2)	3°	1
(4)	(5)	(6)	(3)	5°	1
(7)	(8)	(9)	(4)	6°	1
(7)	(8)	(9)	(5)	5°	1
(7)	(8)	(9)	(6)	2°	1
(7)	(8)	(9)	(7)	4°	1
(7)	(8)	(9)	(8)	4°	1
(7)	(8)	(9)	(9)	6°	1
ACERTO				100%	

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

De mesmo modo, fez-se os testes quando o tronco está inclinado, conforme mostrados na Figura 34, onde a resposta esperada para o código OWAS era igual à 2.

Figura 34: Resultados para o dorso inclinado.

(1)	(2)	(3)	Foto	Ângulo dorso	Código OWAS
(1)	(2)	(3)	(1)	46°	2
(4)	(5)	(6)	(2)	48°	2
(4)	(5)	(6)	(3)	50°	2
(7)	(8)	(9)	(4)	48°	2
(7)	(8)	(9)	(5)	43°	2
(7)	(8)	(9)	(6)	73°	4
(7)	(8)	(9)	(7)	75°	4
(7)	(8)	(9)	(8)	78°	4
(7)	(8)	(9)	(9)	73°	4
ACERTO				56%	

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

As próximas análises levam em conta a torção do tronco que, para isso, se utilizam os ângulos dos dois sensores inerciais dispostos nas costas do indivíduo. A resposta do sistema para a posição de dorso reto e torcido é apresentada na Figura 35, onde a resposta esperada do código OWAS era igual à 3.

Figura 35: Resultados para o dorso reto e torcido.

Foto	Ângulo dorso		Código OWAS
	Inclinação	Torção	
(1)	7°	17°	3
(2)	9°	19°	3
(3)	5°	20°	3
(4)	3°	9°	1
(5)	4°	16°	3
(6)	5°	11°	1
(7)	2°	21°	3
(8)	10°	19°	3
(9)	6°	18°	3
ACERTO			78%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Por fim, foi realizada a análise do tronco inclinado e torcido, onde a resposta esperada do sistema era igual à 4, resultando nos valores da Figura 36.

Figura 36: Resultados para o dorso inclinado e torcido.

Foto	Ângulo dorso		Código OWAS
	Inclinação	Torção	
(1)	53°	30°	4
(2)	57°	28°	4
(3)	52°	18°	4
(4)	58°	22°	4
(5)	41°	14°	2
(6)	65°	20°	4
(7)	66°	19°	4
(8)	54°	18°	4
(9)	61°	32°	4
ACERTO			89%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

De maneira resumida, a Tabela 7 apresenta os resultados expostos nas Figuras anteriores.

Tabela 7: Resultados resumidos para o dorso.

		DORSO			
		Reto	Inclinado	Reto e torcido	Inclinado e torcido
FOTO	Código OWAS esperado	1	2	3	4
1	Código OWAS gerado	1	2	3	4
2		1	2	3	4
3		1	2	3	4
4		1	2	1	4
5		1	2	3	2
6		1	4	1	4
7		1	4	3	4
8		1	4	3	4
9		1	4	3	4
Taxa de acerto		100%	56%	78%	89%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Observa-se que nos testes realizados para a posição do dorso inclinado, reto e torcido e inclinado e torcido, há uma diminuição da taxa de acerto do código OWAS gerado pelo sistema em comparação com a fotografia. Diversos motivos podem ser apontados para a explicação desta diminuição, dentre eles, a posição inadequada do sensor localizado na parte lombar das costas.

Muitas vezes, a rotação do tronco afeta toda a região das costas, incluindo as regiões inferiores. Por conta disto, a diferença entre o ângulo de rotação do sensor localizado na parte torácica das costas e o sensor localizado na parte lombar nem sempre é suficiente para o sistema entender que houve, de fato, uma rotação de tronco.

Uma possível solução para este problema é posicionar o sensor na região das costas abaixo da lombar, através de uma roupa vestível. Assim, o sensor delimitado nesta posição, quando no momento de torção de dorso, permanecerá imóvel em relação à região lombar das costas, resultando em dados mais precisos ao sistema.

Outro ponto a destacar é que, quando o indivíduo se posiciona de maneira inclinada, ocorre o deslocamento do eixo de referência do sensor presente na região torácica das costas em relação ao sensor presente na região lombar das costas. Isso acarreta na aquisição de diferentes valores de dados angulares para cada um, interferindo na diferença de ângulos definida para a rotação de tronco, podendo resultar em um código OWAS incorreto.

Para diminuir os efeitos causados por este deslocamento, aplicou-se, em código de programação, um compensador de ângulos, onde somava-se os ângulos de *roll*, que são os ângulos resultantes da inclinação de dorso, com os de *yaw*, que são os ângulos de rotação do dorso. Ou seja, em momentos que o indivíduo inclinou-se 30° para frente, por exemplo, este valor de ângulo era somado ao valor de ângulo de rotação, a fim de compensar o deslocamento do eixo de referência citado. Isto amenizou os erros resultantes, porém não os resolveu por completo.

As próximas observações dizem respeito à posição dos braços, onde repetiu-se nove posturas para cada posição, com o objetivo de avaliá-las em relação ao código OWAS gerado pelo sistema. As Figuras 37, 38 e 39 apresentam os resultados obtidos para os dois braços para baixo, um braço para cima e para os dois braços para cima, sendo os resultados esperados do sistema para o código OWAS eram iguais à 1, 2 e 3, respectivamente.

Figura 37: Resultados para os dois braços para baixo.

Foto	Ângulos braços		Código OWAS
	Esquerdo	Direito	
(1)	-81°	-79°	1
(2)	-59°	-45°	1
(3)	-64°	-32°	1
(4)	-61°	-114°	1
(5)	-121°	-32°	1
(6)	-66°	-45°	1
(7)	-67°	-42°	1
(8)	-72°	-37°	1
(9)	-83°	-88°	1
ACERTO			100%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Figura 38: Resultados para um braço para cima.

Foto	Ângulos braços		Código OWAS
	Esquerdo	Direito	
(1)	-89°	37°	2
(2)	-83°	23°	2
(3)	40°	-80°	2
(4)	36°	-83°	2
(5)	25°	-103°	2
(6)	-119°	43°	2
(7)	-87°	38°	2
(8)	14°	-86°	2
(9)	12°	-131°	2
ACERTO			100%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Figura 39: Resultados para os dois braços para cima.

Foto	Ângulos braços		Código OWAS
	Esquerdo	Direito	
(1)	44°	44°	3
(2)	31°	29°	3
(3)	18°	37°	3
(4)	24°	41°	3
(5)	50°	49°	3
(6)	49°	37°	3
(7)	14°	50°	3
(8)	17°	33°	3
(9)	19°	33°	3
ACERTO			100%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

O resumo dos resultados obtidos para a posição dos braços é apresentado na Tabela 8.

Tabela 8: Resultados resumidos para os braços.

		BRAÇOS		
		Dois para baixo	Um para cima	Dois para cima
FOTO	Código OWAS esperado	1	2	3
1	Código OWAS gerado	1	2	3
2		1	2	3
3		1	2	3
4		1	2	3
5		1	2	3
6		1	2	3
7		1	2	3
8		1	2	3
9		1	2	3
Taxa de acerto		100%	100%	100%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Como a posição dos braços é determinada apenas por um ângulo de observação, a taxa de acerto foi máxima para todos os casos. Apesar disso, para posições em que o braço se encontra próximo ao nível do ombro, poderão ocorrer divergências entre o código OWAS gerado pelo sistema e o determinado por fotografias, em decorrência do julgamento interpretativo pelo indivíduo responsável pelas análises fotográficas. Estas divergências são embasadas por Gómez-Gálan (2017), onde salienta que a posição inadequada da câmera no ambiente de análise

postural e/ou objetos ocultando partes do corpo do indivíduo podem comprometer a análise sobre a postura do mesmo em determinado instante.

As últimas observações do método OWAS corresponde ao posicionamento das pernas. De mesmo modo, cada posição das pernas abrangido pelo método OWAS foi repetido nove vezes. Os resultados do sistema se deram para ambas pernas retas, uma perna reta, duas pernas flexionadas, uma perna flexionada, uma perna ajoelhada, deslocamento com pernas e duas pernas suspensas. Os códigos OWAS compatíveis para cada posição é 1 a 7, respectivamente.

Os resultados para o posicionamento das duas pernas retas e uma perna reta são apresentados nas Figuras 40 e 41, onde os códigos OWAS esperados eram iguais à 1 e 2, respectivamente.

Figura 40: Resultados para as duas pernas retas.

Foto	Ângulos pernas				Código OWAS
	Coxa dir.	Coxa esq.	Pant. dir.	Pant. esq.	
(1)	3°	-1°	3°	-1°	1
(2)	0°	8°	-7°	1°	1
(3)	-5°	-1°	-5°	-1°	1
(4)	-6°	-2°	-6°	-1°	1
(5)	-4°	-1°	-4°	-2°	1
(6)	1°	5°	-2°	1°	1
(7)	1°	5°	-1°	1°	1
(8)	-2°	0°	-2°	0°	1
(9)	-3°	-1°	-2°	-2°	1
ACERTO					100%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Figura 41: Resultados para uma perna reta.

Foto	Ângulos pernas				Código OWAS
	Coxa dir.	Coxa esq.	Pant. dir.	Pant. esq.	
(1)	35°	-1°	27°	-5°	2
(2)	9°	3°	8°	-6°	2
(3)	-17°	1°	-40°	-6°	2
(4)	-4°	36°	-11°	22°	2
(5)	0°	69°	-4°	5°	2
(6)	0°	38°	-8°	-21°	2
(7)	2°	4°	-27°	-8°	2
(8)	-4°	1°	-3°	-51°	2
(9)	42°	1°	38°	-10°	2
ACERTO					100%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

As análises seguintes são feitas para a flexão de pernas. Da mesma forma, se observaram os códigos OWAS resultantes do sistema para as duas pernas flexionadas e uma perna flexionada, mostrados nas Figuras 42 e 43, onde as respostas esperadas eram 3 e 4, respectivamente.

Figura 42: Resultados para duas pernas flexionadas.

Foto	Ângulos pernas				Código OWAS
	Coxa dir.	Coxa esq.	Pant. dir.	Pant. esq.	
(1)	25°	28°	-35°	-35°	3
(2)	26°	29°	-31°	-31°	3
(3)	31°	35°	-39°	-38°	3
(4)	32°	34°	-40°	-39°	3
(5)	31°	36°	-40°	-39°	3
(6)	38°	43°	-45°	-45°	3
(7)	34°	40°	-41°	-37°	3
(8)	35°	39°	-41°	-40°	3
(9)	34°	39°	-41°	-40°	3
ACERTO					100%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Figura 43: Resultados para uma perna flexionada.

Foto	Ângulos pernas				Código OWAS
	Coxa dir.	Coxa esq.	Pant. dir.	Pant. esq.	
(1)	25°	24°	28°	-34°	4
(2)	21°	33°	-33°	30°	4
(3)	17°	33°	-38°	32°	4
(4)	32°	26°	30°	-37°	4
(5)	-14°	31°	-59°	-32°	4
(6)	42°	-23°	-15°	-49°	4
(7)	24°	32°	-31°	30°	4
(8)	29°	15°	-33°	12°	4
(9)	60°	26°	46°	-36°	4
ACERTO					100%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Para casos em que o indivíduo se enquadrava no código 5, uma perna ajoelhada, considerou-se também para momentos em que o indivíduo se encontrava com as duas pernas ajoelhadas. A resposta do sistema é exposta na Figura 44.

Figura 44: Resultados para uma perna ajoelhada.

Foto	Ângulos pernas				Código OWAS
	Coxa dir.	Coxa esq.	Pant. dir.	Pant. esq.	
(1)	6°	71°	-81°	-21°	5
(2)	3°	75°	-59°	-7°	5
(3)	4°	79°	-58°	-11°	5
(4)	4°	9°	-76°	-82°	5
(5)	49°	53°	-68°	-75°	5
(6)	4°	9°	-74°	-76°	5
(7)	64°	7°	-7°	-84°	5
(8)	2°	7°	-77°	-79°	5
(9)	73°	7°	-12°	-84°	5
ACERTO					100%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

O deslocamento com pernas foi avaliado durante a caminhada do indivíduo no ambiente. Assim, em momentos que o sistema detectou velocidade angular igual ou superior à 9 °/s, o código OWAS resultante foi de 6. Em momentos que a velocidade era inferior a este valor, considerou-se o código OWAS como apenas uma perna reta. Os resultados são apontados na Figura 45, onde o código OWAS esperado era igual à 6.

Figura 45: Resultados para deslocamento com pernas.

Foto	Ângulos pernas				Código OWAS
	Coxa dir.	Coxa esq.	Pant. dir.	Pant. esq.	
(1)	2°	22°	-8°	-11°	2
(2)	6°	0°	-48°	-38°	6
(3)	2°	11°	7°	-74°	2
(4)	4°	5°	-63°	-16°	6
(5)	7°	25°	-3°	-2°	6
(6)	0°	25°	14°	3°	6
(7)	-16°	0°	-23°	-76°	6
(8)	12°	22°	-8°	11°	6
(9)	-6°	-5°	-22°	2°	2
ACERTO					67%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Ademais, para casos em que o indivíduo se encontrava sentado, considerou-se como resultado o código OWAS número 7 (duas pernas suspensas). O código OWAS resultante do sistema para esta posição é mostrado na Figura 46.

Figura 46: Resultados para duas pernas suspensas.

Foto	Ângulos pernas				Código OWAS
	Coxa dir.	Coxa esq.	Pant. dir.	Pant. esq.	
(1)	84°	74°	-7°	-9°	7
(2)	74°	84°	62°	57°	7
(3)	84°	82°	10°	61°	7
(4)	87°	76°	12°	-8°	7
(5)	71°	83°	66°	61°	7
(6)	72°	80°	-24°	-13°	7
(7)	70°	75°	-10°	-5°	7
(8)	71°	82°	71°	62°	7
(9)	87°	73°	-6°	-10°	7
ACERTO					100%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

A Tabela 9 mostra os resultados resumidos para o posicionamento das pernas.

Tabela 9: Resultados resumidos para as pernas.

		PERNAS						
		Duas retas	Uma reta	Duas flex.	Uma flex.	Uma ajoel.	Em desloc.	Duas susp.
FOTO	Código OWAS esperado	1	2	3	4	5	6	7
1	Código OWAS gerado	1	2	3	4	5	2	7
2		1	2	3	4	5	6	7
3		1	2	3	4	5	2	7
4		1	2	3	4	5	6	7
5		1	2	3	4	5	6	7
6		1	2	3	4	5	6	7
7		1	2	3	4	5	6	7
8		1	2	3	4	5	6	7
9		1	2	3	4	5	2	7
Taxa de acerto		100%	100%	100%	100%	100%	67%	100%

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

O sistema apresentou para todas as posições das pernas, com exceção do caso em que o indivíduo está caminhando, 100% de acerto no código OWAS. A explicação do sistema não ter a mesma eficiência para quando o indivíduo está caminhando, ou seja, quando em deslocamento de pernas, se deve à variação da velocidade do caminhar, o que altera os dados do giroscópio utilizados para a definição do código OWAS. A solução deste problema se dá através da avaliação, em

laboratório, da velocidade angular média de um ou mais indivíduos em momentos de caminhada, com o objetivo de aprimorar o sistema desenvolvido.

4.2 COMPARAÇÃO COM MÉTODO SEMIDIRETO

Com a finalidade de observar o desempenho do sistema em um ambiente dinâmico, o indivíduo foi colocado em um recinto que simula um local de trabalho. Após o tempo de análise, respeitando-se o tempo de amostragem de três segundos definido inicialmente, se obtiveram 81 fotos utilizadas para análise visual das posições e 81 amostras posturais do sistema desenvolvido, para posterior comparações.

Para fins de exemplificação, a Figura 47 mostra a amostra número 5 da análise, em que o sistema acertou o código OWAS correspondente da posição do indivíduo.

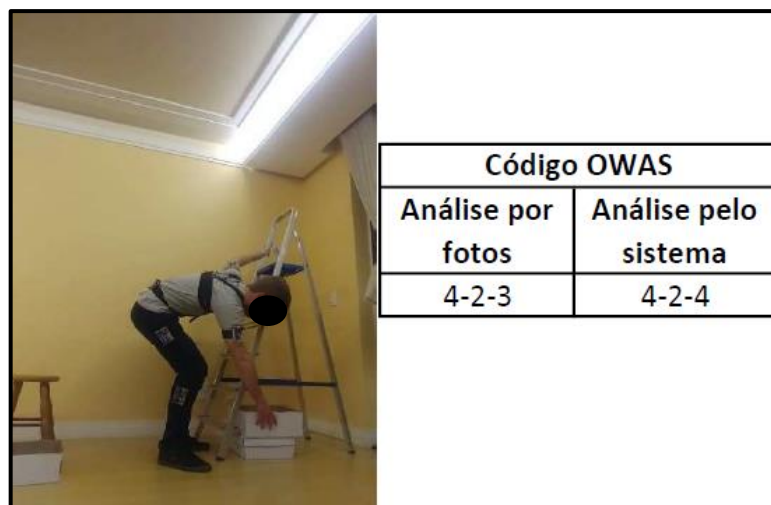
Figura 47: Amostra número 5.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Já a Figura 48 apresenta a amostra número 52, que o sistema não acertou por completo o código OWAS correspondente.

Figura 48: Amostra número 52.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Observando a Figura 48, pode-se notar que a perna esquerda do indivíduo se encontra parcialmente oculta pela perna direita. Logo, não se pode afirmar com certeza se a perna esquerda está flexionada ou estendida para o lado. Portanto, nesse caso, o código de OWAS correspondente se dá através da interpretação do responsável pela análise por fotografias, que determinou que o indivíduo estava com as duas pernas flexionadas. Porém, o sistema resultou em apenas uma perna flexionada, gerando divergência entre os códigos finais.

A Tabela 10 expõe todos os códigos OWAS gerados pelo sistema em relação aos códigos esperados, que foram analisados individualmente para cada foto. Na mesma, se encontra a coluna de equivalência (EQ.), que mostra se o sistema acertou o código OWAS determinado pela análise fotográfica.

Tabela 10: Códigos OWAS resultantes da análise simulada.

FOTO	ANÁLISE DO SISTEMA			ANÁLISE FOTOS			EQ.
	DOR.	BRA.	PER.	DOR.	BRA.	PER.	
N. 1	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 2	1	1	2	1	1	2	Sim
N. 3	1	1	2	1	3	2	Não
N. 4	2	1	2	2	1	2	Sim
N. 5	1	3	1	1	3	1	Sim
N. 6	1	3	1	1	3	1	Sim
N. 7	1	2	1	1	2	1	Sim
N. 8	2	2	2	2	2	2	Sim
N. 9	2	2	2	2	2	2	Sim
N. 10	1	1	2	1	2	2	Não
N. 11	2	1	1	2	1	1	Sim
N. 12	1	1	2	1	1	2	Sim
N. 13	3	1	2	3	1	2	Sim
N. 14	3	1	2	1	1	2	Não
N. 15	3	1	2	3	1	2	Sim
N. 16	2	1	2	4	1	2	Não
N. 17	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 18	4	1	1	2	1	3	Não
N. 19	2	1	2	2	1	2	Sim
N. 20	3	1	5	1	1	5	Não
N. 21	4	1	5	4	1	5	Sim
N. 22	2	1	5	2	1	5	Sim
N. 23	1	1	5	2	1	5	Não
N. 24	1	1	5	2	1	5	Não
N. 25	2	1	5	2	1	5	Sim
N. 26	2	1	4	2	1	3	Não
N. 27	4	1	3	2	1	3	Não
N. 28	4	1	4	2	1	3	Não
N. 29	2	1	1	2	1	3	Não
N. 30	1	1	2	1	1	2	Sim
N. 31	2	1	2	2	1	2	Sim
N. 32	1	1	2	1	1	2	Sim
N. 33	1	1	2	1	1	2	Sim
N. 34	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 35	3	1	2	3	1	1	Não
N. 36	1	1	1	3	1	2	Não
N. 37	2	2	2	2	2	2	Sim
N. 38	2	2	2	2	3	2	Não
N. 39	2	2	2	2	3	2	Não
N. 40	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 41	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 42	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 43	1	3	1	1	3	1	Sim
N. 44	1	3	1	1	3	1	Sim
N. 45	4	1	1	2	1	1	Não
N. 46	4	1	3	2	1	3	Não
N. 47	2	1	2	2	1	1	Não
N. 48	1	1	2	1	1	2	Sim
N. 49	4	1	3	2	1	3	Não
N. 50	2	1	1	2	1	1	Sim
N. 51	4	2	4	4	2	3	Não
N. 52	4	2	4	4	2	3	Não
N. 53	2	1	4	4	2	3	Não
N. 54	4	1	4	2	1	4	Não
N. 55	4	2	4	2	2	4	Não
N. 56	2	1	2	2	1	2	Sim
N. 57	4	1	2	2	1	2	Não
N. 58	4	1	2	2	1	1	Não
N. 59	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 60	2	1	2	2	1	6	Não
N. 61	1	1	6	1	1	6	Sim
N. 62	4	1	3	2	1	3	Não
N. 63	1	1	2	1	1	6	Não
N. 64	2	1	1	2	1	1	Sim
N. 65	4	1	5	4	1	5	Sim
N. 66	2	1	2	2	1	2	Sim
N. 67	2	1	1	2	1	1	Sim
N. 68	3	1	2	3	1	2	Sim
N. 69	1	1	2	1	1	1	Não
N. 70	1	1	2	1	1	2	Sim
N. 71	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 72	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 73	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 74	1	1	1	1	1	2	Não
N. 75	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 76	1	1	1	1	1	1	Sim
N. 77	1	1	2	1	1	1	Não
N. 78	4	1	2	2	1	1	Não
N. 79	1	1	6	1	1	6	Sim
N. 80	1	1	2	1	1	2	Sim
N. 81	1	1	1	1	1	1	Sim

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Com os dados obtidos na Tabela 10, pôde-se determinar a porcentagem de acerto dos códigos OWAS gerados pelo sistema. A partir das 81 amostras retiradas do sistema e, conseqüentemente, das 81 fotos retiradas, obteve-se 47 acertos e 34 erros, resultando em uma taxa de acerto do sistema de 58%.

Analisando individualmente os códigos OWAS para o dorso, braços e pernas, revela-se uma melhora na taxa de acerto do sistema. A Tabela 11 apresenta o acerto (equivalência) do código obtido pelo sistema em cada parte do corpo mencionada em relação aos mesmos códigos obtidos anteriormente pela análise fotográfica.

Por exemplo, considerando a foto número 1, o sistema acertou o código OWAS para a posição do dorso, braços e pernas em relação aos códigos determinados pela observação visual. Já para a foto número 3, o sistema desenvolvido acertou o código correspondente à posição do dorso e das pernas, entretanto, errou para a posição dos braços.

Tabela 11: Análise individual de cada membro do corpo.

FOTO	EQUIVALÊNCIAS		
	DORSO	BRACOS	PERNAS
N. 1	Sim	Sim	Sim
N. 2	Sim	Sim	Sim
N. 3	Sim	Não	Sim
N. 4	Sim	Sim	Sim
N. 5	Sim	Sim	Sim
N. 6	Sim	Sim	Sim
N. 7	Sim	Sim	Sim
N. 8	Sim	Sim	Sim
N. 9	Sim	Sim	Sim
N. 10	Sim	Não	Sim
N. 11	Sim	Sim	Sim
N. 12	Sim	Sim	Sim
N. 13	Sim	Sim	Sim
N. 14	Não	Sim	Sim
N. 15	Sim	Sim	Sim
N. 16	Não	Sim	Sim
N. 17	Sim	Sim	Sim
N. 18	Não	Sim	Não
N. 19	Sim	Sim	Sim
N. 20	Não	Sim	Sim
N. 21	Sim	Sim	Sim
N. 22	Sim	Sim	Sim
N. 23	Não	Sim	Sim
N. 24	Não	Sim	Sim
N. 25	Sim	Sim	Sim
N. 26	Sim	Sim	Não
N. 27	Não	Sim	Sim

FOTO	EQUIVALÊNCIAS		
	DORSO	BRACOS	PERNAS
N. 28	Não	Sim	Não
N. 29	Sim	Sim	Não
N. 30	Sim	Sim	Sim
N. 31	Sim	Sim	Sim
N. 32	Sim	Sim	Sim
N. 33	Sim	Sim	Sim
N. 34	Sim	Sim	Sim
N. 35	Sim	Sim	Não
N. 36	Não	Sim	Não
N. 37	Sim	Sim	Sim
N. 38	Sim	Não	Sim
N. 39	Sim	Não	Sim
N. 40	Sim	Sim	Sim
N. 41	Sim	Sim	Sim
N. 42	Sim	Sim	Sim
N. 43	Sim	Sim	Sim
N. 44	Sim	Sim	Sim
N. 45	Não	Sim	Sim
N. 46	Não	Sim	Sim
N. 47	Sim	Sim	Não
N. 48	Sim	Sim	Sim
N. 49	Não	Sim	Sim
N. 50	Sim	Sim	Sim
N. 51	Sim	Sim	Não
N. 52	Sim	Sim	Não
N. 53	Não	Não	Não
N. 54	Não	Sim	Sim

FOTO	EQUIVALÊNCIAS		
	DORSO	BRACOS	PERNAS
N. 55	Não	Sim	Sim
N. 56	Sim	Sim	Sim
N. 57	Não	Sim	Sim
N. 58	Não	Sim	Não
N. 59	Sim	Sim	Sim
N. 60	Sim	Sim	Não
N. 61	Sim	Sim	Sim
N. 62	Não	Sim	Sim
N. 63	Sim	Sim	Não
N. 64	Sim	Sim	Sim
N. 65	Sim	Sim	Sim
N. 66	Sim	Sim	Sim
N. 67	Sim	Sim	Sim
N. 68	Sim	Sim	Sim
N. 69	Sim	Sim	Não
N. 70	Sim	Sim	Sim
N. 71	Sim	Sim	Sim
N. 72	Sim	Sim	Sim
N. 73	Sim	Sim	Sim
N. 74	Sim	Sim	Não
N. 75	Sim	Sim	Sim
N. 76	Sim	Sim	Sim
N. 77	Sim	Sim	Não
N. 78	Não	Sim	Não
N. 79	Sim	Sim	Sim
N. 80	Sim	Sim	Sim
N. 81	Sim	Sim	Sim

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Com os valores da Tabela 11, obteve-se as porcentagens de acerto para cada membro do corpo humano abrangido pelo código OWAS. Os resultados são apresentados na Tabela 12.

Tabela 12: Porcentagem de acerto individual do sistema.

Quantidade de fotos	Código OWAS					
	Dorso		Braços		Pernas	
	Acertos	Erros	Acertos	Erros	Acertos	Erros
81	62	19	76	5	64	17
ACERTO	77%		94%		79%	

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2020).

Os resultados apresentados na Tabela 12 revelam uma melhora do sistema em relação à análise integral dos códigos OWAS resultantes da análise simulada. Isso mostra que o sistema se comportou de acordo com o esperado e que sensores inerciais podem ser utilizados para definição de ângulos posturais.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos através da análise individual dos membros do corpo humano, abrangidos pelo método OWAS, apresentados na Tabela 12, revelam que métodos diretos, ou seja, que fazem uso de dispositivos eletrônicos, tendem a gerar bons resultados em análises posturais. A distribuição destes dispositivos pelo corpo humano proporciona o estudo das posturas individuais de cada membro do corpo. Além disso, por se tratar de um método baseado em microcontroladores, o julgamento interpretativo do profissional que avalia posturas corporais não é mais necessário.

Entretanto, a fim de uma melhor resposta do sistema acerca do código OWAS completo, apresentada na Tabela 10, deve-se estudar com maior profundidade a integração dos sensores dispostos pelo indivíduo. Portanto, um número maior de testes em ambiente de trabalho simulado deve ser realizado, com o objetivo de relatar e adequar as necessidades e características do sistema.

A partir dos testes realizados, revelou-se a imprescindibilidade de um estudo mais profundo para definição da localização dos sensores inerciais nas costas, com o objetivo de aprimorar os ângulos resultantes das rotações de tronco. A localização destas unidades de aquisição na região das costas foi optada com base nos estudos dos trabalhos de Wahlström (2016) e Wong (2008), em que se utilizavam acelerômetros nesta parte do corpo. Porém, o sistema apresentou inconsistências na aquisição de dados posturais do tronco, principalmente em momentos em que o indivíduo estava com o dorso inclinado.

Outra maneira para captar as torções de tronco é fazer uso de sensores têxteis resistivos, que são tendências no âmbito dos *wearables*. Estes dispositivos podem trazer resultados aprimorados e confiáveis para a região das costas, pois podem analisar completamente a região das costas, não se limitando as regiões torácica e lombar.

Outro ponto importante de destaque é a necessidade de aperfeiçoamento dos ângulos resultantes das pernas. Uma quantidade maior de testes deve ser realizada em laboratório, visando a melhor definição dos ângulos transientes, ou seja, dos limites que definem se o indivíduo está em uma determinada posição ou outra.

Em aplicações profissionais, faz-se necessária a aquisição de uma roupa vestível adaptada para receber sensores eletrônicos. A redução das dimensões das unidades de aquisição é imprescindível para uso na vestimenta, com o propósito de

reduzir ao máximo o impacto causado pelos dispositivos eletrônicos ao indivíduo em suas atividades diárias.

Além das melhorias citadas, o desenvolvimento de um supervisor de acompanhamento em tempo real também é proposto. Com isso, as posturas poderiam ser avaliadas em tempo real, o que acarretaria em ganho de tempo pelo profissional e a supervisão do sistema quando em funcionamento.

6 REFERENCIAL BIBLIOGRÁFICO

GÓMEZ-GALÁN, Marta *et al.* Musculoskeletal disorders: OWAS review. **Industrial health**, v. 55, n. 4, p. 314-337, Mai. 2017. DOI: 10.2486/indhealth.2016-0191. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5546841/>. Acesso em: 27 mar. 2020.

VITTA, Alberto de *et al.* Prevalência e fatores associados à dor musculoesquelética em profissionais de atividades sedentárias. **Fisioter. mov.**, Curitiba, v. 25, n. 2, p. 273-280, Jun 2012. DOI: 10.1590/S0103-51502012000200004. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-51502012000200004&lng=en&nrm=iso. Acesso em: 31 mar. 2020.

AFONSO, Luana C. **Estudo comparativo da prevalência de sintomas músculo-esqueléticos em trabalhadores de duas empresas da indústria do calçado: setor da costura**. 2013. 99 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Segurança e Higiene Ocupacionais) – Universidade do Porto. Porto, 2013.

Uva, A. *et al.* **Lesões Musculoesqueléticas Relacionadas com o Trabalho: Guia de orientação para a prevenção**. Lisboa: Direcção Geral da Saúde, 2008.

MA, Sangyong *et al.* A sitting posture recognition system based on 3 axis accelerometer. **2016 IEEE Conference on Computational Intelligence in Bioinformatics and Computational Biology (CIBCB)**, Chiang, p. 1-3, Mai. 2016. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7758131>. Acesso em: 16 abr. 2020.

BALAGUIER, Romain *et al.* Trunk kinematics and low back pain during pruning among vineyard workers—A field study at the Chateau Larose-Trintaudon. **PLoS One**, v. 12, n. 4, Abr. 2017. DOI: 10.1371/journal.pone.0175126. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5383154/>. Acesso em: 16 abr. 2020.

WAHLSTRÖM, Jens *et al.* Full-Shift Trunk and Upper Arm Postures and Movements Among Aircraft Baggage Handlers. **The Annals of Occupational Hygiene**, v. 60, n. 8, p. 977-990, Out. 2016. DOI: 10.1093/annhyg/mew043. Disponível em: <https://academic.oup.com/annweh/article/60/8/977/2196267>. Acesso em: 16 abr. 2020.

WONG, Wai Y.; WONG, Man S. Trunk posture monitoring with inertial sensors. **Eur Spine J**, v. 17, n. 5, p. 743-753, Jan. 2008. DOI: 10.1007/s00586-008-0586-0. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2367407/>. Acesso em: 16 abr. 2020.

IIDA, Itiro. GUIMARÃES, Lia Buarque de Macedo. **Ergonomia: projeto e produção**. 3. ed. São Paulo: Blucher, 2018.

KARHU, Osmo *et al.* Correcting working postures in industry: A practical method for analysis. **Appl Ergonomics**, v. 8, n. 4, p. 199-201, Dez. 1977. DOI: 10.1016/0003-6870(77)90164-8. Disponível em:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0003687077901648>. Acesso em: 3 mai. 2020.

DAVID, Geoffrey. Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. **Occupational Medicine**, v. 55, n. 3, p. 190-199, Mai. 2005. DOI: 10.1093/occmed/kqi082. Disponível em: <https://academic.oup.com/occmed/article/55/3/190/1420798>. Acesso em: 4 mai. 2020.

LEE, Wonil *et al.* An evaluation of wearable sensors and their placements for analyzing construction worker's trunk posture in laboratory conditions. **Applied Ergonomics**, v. 65, p. 424-436, Nov. 2017. DOI: 10.1016/j.apergo.2017.03.016. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0003687017300765>. Acesso em: 4 mai. 2020.

ZARE, Mohsen *et al.* Comparison of three methods for evaluation of work postures in a truck assembly plant. **Ergonomics**, v. 60, n. 11, p. 1551-1563, Mai. 2017. DOI: 10.1080/00140139.2017.1314023. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140139.2017.1314023>. Acesso em: 4 mai. 2020.

KOK, Manon *et al.* Using Inertial Sensors for Position and Orientation Estimation. **Foundations and Trends in Signal Processing**, v. 11, n. 1-2, p. 1-153, Nov. 2017. DOI: 10.1561/20000000094. Disponível em: <https://arxiv.org/pdf/1704.06053.pdf>. Acesso em: 6 mai. 2020.

WOODMAN, Oliver J. **An introduction to inertial navigation**: relatório técnico. Cambridge, 2007. (Technical Report, 696).

GROVES, Paul D. **Principles of GNSS, Inertial, and Multisensor Integrated Navigation Systems**. Artech House, 2008.

KUMAR, Varun *et al.* Amplitude modulated Lorentz force MEMS magnetometer with picotesla sensitivity. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, v. 26, n. 10, Set. 2016. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0960-1317/26/10/105021>. Acesso em: 06 mai. 2020.

CAI, Yongyao *et al.* Magnetometer basics for mobile phone applications. **Electronic Products**, Fev. 2012. Disponível em: http://www.memsic.com.cn/userfiles/files/publications/Articles/Electronic_Products_Feb_%202012_Magnetometer.pdf. Acesso em: 6 mai. 2020.

TITTERTON, David H.; WESTON, John L. **Strapdown Inertial Navigation Technology**. 2. ed. Stevenage: AIAA, 2004.

LIMA, Gabriela V. *et al.* **Modelagem dinâmica de um veículo aéreo não tripulado do tipo quadricóptero**. 2015. 120 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, 2015.

CABRAL, Eduardo. L.L. **Preliminares Matemáticos: Transformação de Coordenadas**. Capítulo 4. Disponível em:

<http://sites.poli.usp.br/p/eduardo.cabral/Preliminares%20Matem%C3%A1ticos.pdf>. Acesso em: 8 mai. 2020.

LAVIERI, Rodrigo S. **Métodos de Navegação Inercial Aplicados a Lançamentos Submarinos**. 2011. 292 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2011.

BENINI, Alessandro. **Localization and Navigation of Autonomous Systems in Complex Scenarios**. 2010. 141 f. Tese (Ph.D) – Università Politecnica delle Marche. Ancona, 2010.

GALO, Mauricio.; TOZZI, Clésio L. A representação de matrizes de rotação e o uso de quatérnios em ciências geodésicas. **Série em Ciências Geodésicas**, v.1, p. 214-231, Jan. 2001. DOI: 10.13140/RG.2.1.1266.9689. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/306009616>. Acesso em: 9 mai. 2020.

CONRAD, Keith. **Quaternion Algebras**. Disponível em: <https://kconrad.math.uconn.edu/blurbs/ringtheory/quaternionalg.pdf>. Acesso em: 9 mai. 2020.

BERNER, Paul. **Orientation, Rotation, Velocity and Acceleration, and the SRM**. 2008. 69 f. Tese (Ph.D) – SEDRIS. 2008.

InvenSense. **MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification**. Disponível em: <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>. Acesso em: 10 mai. 2020.

SIMPSON, Lauren *et al.* The role of wearables in spinal posture analysis: a systematic review. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 20, n. 1, Fev. 2019. DOI: 10.1186/s12891-019-2430-6. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6368717/>. Acesso em: 12 mai. 2020.

Ai-Thinker. **ESP-01 WiFi Module**. Disponível em: <http://www.microchip.ua/wireless/esp01.pdf>. Acesso em: 12 mai. 2020.

HOANG, Tu N. *et al.* ESP-NOW Based Decentralized Low Cost Voice Communication Systems For Buildings. **2019 International Symposium on Electrical and Electronics Engineering (ISEE)**, p. 108-112, Dez. 2019. DOI: 10.1109/ISEE2.2019.8921062. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8921062>. Acesso em: 12 mai. 2020.

ESP-NOW. **ESP-NOW User Guide**, v. 1.0. Disponível em: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp-now_user_guide_en.pdf. Acesso em: 12 mai. 2020.

BRITO, Lucas L. F. *et al.* Protocolos de Comunicação para Internet of Things (IOT). **Intercursos Revista Científica**, v. 17, n. 1, Jan 2018. Disponível em: <http://revista.uemg.br/index.php/intercursosrevistacientifica/article/download/3712/2089>. Acesso em: 12 mai. 2020.

MALINOWSKI, Aleksander; YU, Hao. Comparison of Embedded System Design for

Industrial Applications. **IEEE Transactions on Industrial Informatics**, v. 7, n. 2, p. 244-254, Mai. 2011. DOI: 10.1109/TII.2011.2124466. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5755132>. Acesso em: 19 mai. 2020.

HE, Nannan *et al.* Teaching wireless networking technologies in the internet-of-things using ARM based microcontrollers. **2017 IEEE Frontiers in Education Conference (FIE)**, p. 1-4, Out. 2017. DOI: 10.1109/FIE.2017.8190535. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8190535>. Acesso em: 19 mai. 2020.

BRANDL, Christopher *et al.* Ergonomic analysis of working postures using OWAS in semi-trailer assembly, applying an individual sampling strategy, **International Journal of Occupational Safety and Ergonomics**, v. 23, n. 1, p. 110-117, Mai. 2017. DOI: 10.1080/10803548.2016.1191224. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10803548.2016.1191224>. Acesso em: 30 mai. 2020.

MITESCU, Marian. SUSNEA, Ioan. **Microcontrollers in Practice**. 18. ed. Alemanha: Springer, 2005.

CRAIG, John J. **Robótica**. 3. Ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2012.

MAHONY, Robert *et al.* Nonlinear Complementary Filters on the Special Orthogonal Group. **IEEE Transactions on Automatic Control**, v. 53, n. 5, p. 1203-1218, Jun 2008. DOI: 10.1109/TAC.2008.923738. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4608934>. Acesso em: 26 set. 2020.