



UDESC

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS – CCT
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**SISTEMA DE MONITORAMENTO DA
POSTURA HUMANA EM TEMPO REAL
COMO AUXÍLIO À ERGONOMIA NO
TRABALHO**

THIAGO BECKERT OTTO

JOINVILLE, 2017

THIAGO BECKERT OTTO

**SISTEMA DE MONITORAMENTO DA POSTURA HUMANA EM TEMPO REAL
COMO AUXÍLIO À ERGONOMIA NO TRABALHO**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, no Centro de Ciências Tecnológicas, da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Aníbal Alexandre Campos Bonilla

**JOINVILLE – SC
2017**

Ficha catalográfica elaborada pelo(a) autor(a), com
auxílio do programa de geração automática da
Biblioteca Setorial do CCT/UDESC

Otto, Thiago Beckert

Sistema de monitoramento da postura humana em
tempo real como auxílio à ergonomia no trabalho /
Thiago Beckert Otto. - Joinville , 2017.

121 p.

Orientador: Anibal Alexandre Campos Bonilla

Dissertação (Mestrado) - Universidade do Estado de
Santa Catarina, Centro de Ciências Tecnológicas,
Programa de Pós-Graduação Profissional em Engenharia
Elétrica, Joinville, 2017.

1. Monitoramento postural. 2. Análise em tempo
real. 3. Sistema wireless. 4. Ergonomia. I.
Alexandre Campos Bonilla, Anibal. II. Universidade
do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós-
Graduação. III. Título.

**Sistema de Monitoramento da Postura Humana em Tempo Real como Auxílio à
Ergonomia no Trabalho**

por

Thiago Beckert Otto

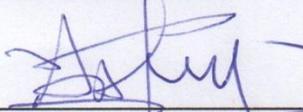
Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de

MESTRE PROFISSIONAL EM ENGENHARIA ELÉTRICA

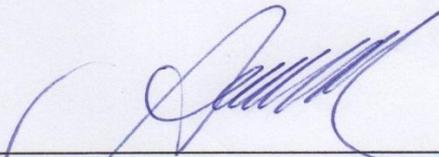
Área de concentração em “Sistemas Eletroeletrônicos”
e aprovada em sua forma final pelo

CURSO DE MESTRADO PROFISSIONAL EM ENGENHARIA ELÉTRICA
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS DA
UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA.

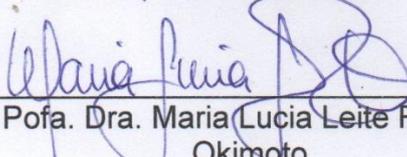
Banca Examinadora:



Prof. Dr. Aníbal Alexandre Campos Bonilla
CCT/UEDESC (Orientador/Presidente)



Prof. Dr. Marcelo da Silva Hounsell
CCT/UEDESC



Pofa. Dra. Maria Lucia Leite Ribeiro
Okimoto
DEMEC/UFPR

Joinville, SC, 12 de junho de 2017.

Dedico este trabalho à minha esposa Rafaela e às minhas filhas
Gabriela e Isadora.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, acima de tudo.

Agradeço a minha família, pessoas mais importantes da minha vida.

Agradeço ao meu orientador, por todo o apoio e diretrizes do trabalho.

Agradeço aos membros pesquisadores do GASR, Grupo de Pesquisa em Automação de Sistemas e Robótica, por fazer parte de toda a caminhada deste curso e do desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço ao meu colega de mestrado Marcos Aurélio, por todo esforço dedicado, fundamental para a projeção deste trabalho.

Agradeço aos meus amigos Caio Arantes, Daniel Fernandes, Horácio Beckert e Iverson Fernandes, por todo interesse e ajuda.

“Transportai um punhado de terra todos os dias e fareis uma montanha.” (Confúcio)

RESUMO

As lesões reincidentes ou permanentes geradas por má condições ergonômicas durante a execução do trabalho trazem graves consequências à qualidade de vida dos operários, além de custos à empresa empregadora. O presente trabalho consiste no desenvolvimento de uma solução de baixo custo para monitoramento ergonômico, em tempo real, de atividades operacionais, atuando na prevenção de algumas doenças relacionadas ao trabalho, ou no projeto de novas estações de trabalho. Os membros do corpo humano monitorados foram baseados em estudos de casos práticos com elevada incidência de doenças geradas por esforços repetitivos em posturas inadequadas. Esta solução, denominada como sistema de monitoramento da postura humana, é composta por um conjunto de dispositivos, acoplados em regiões críticas do corpo humano. Este sistema possui seis sensores e dois micros controladores fixados ao corpo, além de um micro controlador central que recebe os sinais destes sensores e está conectado a um computador, permitindo o cálculo matemático dos dados recebidos e geração da condição ergonômica em um monitor de interface. Estes mecanismos captam quantitativamente cada movimento angular dos membros monitorados, no qual três sensores controlam os membros superiores, dois sensores monitoram os membros inferiores e um sensor controla o tronco. O sistema, projetado especificamente para o corpo humano, visa evitar interferências nas movimentações executadas durante a atividade operacional, através da utilização da comunicação sem fio. Diversas fases foram realizadas para concepção e validação do sistema, iniciando com estudos para definição dos ângulos de riscos de cada membro, parametrização de cada dispositivo, testes do funcionamento do sistema e ajustes pontuais, finalizando com a simulação em laboratório e, posteriormente, em ambiente industrial. Nota-se a importância deste sistema por alertar, em tempo real, determinada postura de risco à saúde, permitindo executar atividades de forma diferenciada, ajustando estações de trabalho ao ponto de vista ergonômico.

Palavras-chave: ergonomia, monitoramento postural, análise em tempo real, sistema wireless.

ABSTRACT

Permanent and recidivist injuries through bad ergonomic conditions at labor cause serious consequences to the operators' life quality and company extra costs. This work consists to develop a low investment solution for real-time ergonomic control, in operational tasks, as preventive action of some work-related disorders or for new work stations project. Measurements are based on practical studies, which contains high troubles incidence through repetitive efforts with inadequate postures. This solution, named as monitored human posture system, is composed by a device set, fixed on human body critical limbs. The system is composed by six sensors and two microcontrollers fixed at the body, and a central microcontroller connected to a computer which receives the signals to calculate data and generate the ergonomic condition, via interface monitor. These devices collect, quantitatively, the limb angular movement. Three sensors measure the upper limbs, two measure the lower limbs and one measures the trunk. This system is designed to the human body and aims to avoid interferences during tasks execution, thus wirelessly conception is used. Several phases are released in order to validate the system, starting with angle risk definitions for each limb, device parametrizations, functional tests and specific adjustments, and finally a lab simulation and a test in industrial environment. Therefore, task execution way may be adjusted to increase safety in workstation operations.

Key-words: ergonomics, postural monitoring, real-time analysis, wireless system.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Estação de trabalho.....	28
Figura 2 – Posturas pontuadas por partes do corpo: braços superior e inferior e giro do pulso	32
Figura 3 – Sugestão para redução de riscos ergonômicos.....	34
Figura 4 – Critério 1 do ABATech: altura de trabalho.....	36
Figura 5 – Critério 2 do ABATech: estresse nos músculos do pescoço	36
Figura 6 – Critério 3 do ABATech: altura acima dos ombros	36
Figura 7 – Critério 4 do ABATech: mobilidade do tronco	37
Figura 8 – Critério 5 do ABATech: mobilidade dos braços.....	37
Figura 9 – Diagrama de desconforto	43
Figura 10 – Operador instrumentado utilizando a) dispositivo de elevação com base no teto, b) dispositivo de elevação com base no chão	48
Figura 11 – Desenhos gerados pelos gestos do protótipo.	48
Figura 12 – Correlação do braço.	52
Figura 13 – Correlação do antebraço.....	53
Figura 14 – Correlação do pulso.....	53
Figura 15 – Correlação do tronco.	54
Figura 16 – Correlação da perna.....	54
Figura 17 – Ângulo de trabalho do potenciômetro.....	55
Figura 18 – Operação MPU-6050.....	57
Figura 19 – Orientação de rotação dos eixos MPU-6050	57
Figura 20 – Diagrama dimensional e trabalho do sensor flex	58
Figura 21 – Experimentos do sensor flex	58
Figura 22 – Durabilidade da bateria 9V	59
Figura 23 – Arduino Nano	61
Figura 24 – Mapeamento de pinos ATmega328	61
Figura 25 – Arduino Uno.....	62
Figura 26 – Esquema do circuito transmissor RF 433 MHz	64
Figura 27 – Monitor serial do circuito transmissor	64
Figura 28 – Esquema do circuito receptor RF 433 MHz	65
Figura 29 – Monitor serial do circuito receptor.....	65
Figura 30 – Subsistema ergonômico para membros superiores.....	66
Figura 31 – Subsistema ergonômico para membros inferiores.....	67
Figura 32 – Subsistema ergonômico para membros inferiores.....	68
Figura 33 – Correlação para o tronco: sinal enviado e ângulo correspondente	68
Figura 34 – Correlação para a panturrilha: posição de montagem e ângulo correspondente	69
Figura 35 – Correlação para a coxa: posição de montagem e ângulo correspondente	69
Figura 36 – Correlação para o braço: posição de montagem e ângulo correspondente.....	70
Figura 37 – Correlação para o antebraço: posição de montagem e ângulo correspondente	70
Figura 38 – Correlação para o pulso: sinal enviado e ângulo correspondente.....	70
Figura 39 – Software Cura para impressão 3D	71
Figura 40 – Impressão 3D dos dispositivos de fixação	71
Figura 41 – Dispositivo de fixação no corpo para medição do tronco.....	72
Figura 42 – Dispositivos de fixação no corpo para medição do braço ou panturrilha e antebraço ou coxa ..	73
Figura 43 – Layout da placa de circuito	73
Figura 44 – (1) Design e impressão do layout. (2) Corrosão da placa de cobre. (3) Montagem dos dispositivos.....	74
Figura 45 – Definição dos ângulos dos membros considerados	75
Figura 46 – Programação de blocos.....	79
Figura 47 – Programação oficial de blocos	80
Figura 48 – Interface oficial com o usuário.....	81
Figura 49 – Resultado da avaliação ABATech na movimentação de barras de pintura.....	84
Figura 50 – Cenário real de barras de pintura	84
Figura 51 – Estação do teste inicial	85
Figura 52 – Protótipo para teste de controle postural do Tronco	86
Figura 53 – Plotagem Serial do Arduino	87

Figura 54 – Simulação do controle ergonômico do Tronco	87
Figura 55 – Protótipo do sistema ergonômico completo	88
Figura 56 – Cenário criado para validação do sistema ergonômico	89
Figura 57 – Sistema real de armazenagem de peças	90
Figura 58 – Estação de armazenagem de peças.....	90
Figura 59 – Aplicação do diagrama de desconforto	91
Figura 60 – Aplicação em campo. Esquerda: posição de repouso. Direita: overhead.....	92
Figura 61 – Aplicação em campo. Esquerda: antebraço e braço forçados. Direita: antebraço forçado	92
Figura 62 – Aplicação em campo. Esquerda: tronco forçado. Direita: tronco e perna forçados	93
Figura 63 – Resultado da aplicação do sistema ergonômico	94

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tópicos tratados pela NR-17	30
Tabela 2 – Alguns métodos ergonômicos	31
Tabela 3 – Alguns sensores comerciais disponíveis.....	46
Tabela 4 – Processo de hierarquização do risco de LMERT	49
Tabela 5 – Faixas de análise postural de trabalho por membros do corpo	50
Tabela 6 – Valores de Critérios para Avaliação do Braço	51
Tabela 7 – Valores de Critérios para Avaliação do Antebraço	51
Tabela 8 – Valores de Critérios para Avaliação do Pulso	51
Tabela 9 – Valores de Critérios para Avaliação do Tronco	51
Tabela 10 – Resultado da simulação do sistema ergonômico.....	89

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Três dimensões.
ABATech	<i>Anforderungs-und Belastbarkeits-Analyse</i> (Avaliação ergonômica das atividades de produção).
ADCs	<i>Analog-to-Digital Converters</i> (Conversores analógico para digital).
C++	<i>C plus plus</i> (C mais mais).
DORT	Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho
GND	<i>Ground</i> (Terra).
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i> (Circuito integrado).
LER	Lesões por Esforços Repetitivos.
LM	<i>Lean Manufacturing</i> (Manufatura enxuta).
LMERT	Lesões Musculoesqueléticas Relacionada ao Trabalho. <i>Louvain University Body Assessment</i> (Avaliação do corpo da Universidade de Lovaina).
LUBA	
MAC	<i>Manual Handling Assessment Chart</i> (Mapa de avaliação manuseio manual).
MEMS	<i>Micro Electro Mechanical Systems</i> (Sistemas microeletromecânicos).
	<i>National Institute for Occupational Safety and Health</i> (Instituto Nacional de Saúde e Segurança Ocupacional).
NIOSH	
NR	Norma Regulamentadora.
OCRA	<i>Occupational Repetitive Actions</i> (Ações repetitivas ocupacionais).
OWAS	<i>Ovako Working Analysis System</i> (Sistema de análise de trabalho Ovako). <i>Plan for Identifying Belastningsfaktor</i> (Plano de Identificação Belastningsfaktor).
PLIBEL	
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> (Modulação da largura do pulso).
QEC	<i>Quick Exposure Check</i> (Verificação de exposição rápida).
REBA	<i>Rapid Entire Body Assessment</i> (Avaliação rápida de todo o corpo).
RF	Rádio frequência.
RSSF	Redes de Sensores Sem Fios.
RULA	<i>Rapid Upper Limb Assessment</i> (Avaliação rápida dos membros superiores).
SCL	<i>Clock Line</i> (Linha do tempo).
USB	<i>Universal Serial Bus</i> (Barramento serial universal).
VCC	<i>Voltage Common Collector</i> (Coletor de tensão comum).

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	7
RESUMO	11
ABSTRACT	13
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	15
LISTA DE TABELAS	17
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	19
SUMÁRIO	21
1 INTRODUÇÃO	23
2 ERGONOMIA	27
2.1 CONCEITO.....	27
2.2 MÉTODOS ERGONOMÉTRICOS.....	30
2.2.1 ABATech.....	35
2.3 DOENÇAS RELACIONADAS AO TRABALHO	38
3 PROJETOS ERGONOMÉTRICOS E SOLUÇÕES PRÁTICAS	45
4 SISTEMA PROPOSTO DE ALERTA POSTURAL	49
4.1 MÉTODO UTILIZADO PARA ANÁLISE DE POSTURA.....	50
4.2 TEMPOS CONFORME MEMBROS DO CORPO.....	51
4.3 DISPOSITIVOS UTILIZADOS	55
4.3.1 Potenciômetro.....	55
4.3.2 MPU-6050	55
4.3.3 Sensor flex.....	58
4.3.4 Bateria	59
4.3.5 Módulo transmissor e receptor	60
4.3.6 Microcontroladores.....	60
4.3.7 Softwares.....	63
4.4 PARAMETRIZAÇÃO DOS DISPOSITIVOS	63
4.4.1 Validação da comunicação sem fio	63
4.4.2 Divisão do sistema fixo ao corpo em subsistemas.....	65
4.4.3 Correlação dos ângulos com os sinais enviados.....	68
4.4.4 Dispositivos de fixação no corpo	70
4.4.5 Ângulos vinculados	74
4.4.6 Softwares de cálculos matemáticos.....	76

5	EXPERIMENTOS E ANÁLISES	83
5.1	TESTE INICIAL	83
5.2	TESTES DE BANCADA.....	88
5.3	APLICAÇÃO EM CAMPO	89
6	CONCLUSÕES.....	95
	REFERÊNCIAS	97
	APÊNDICE A – PROGRAMA DO MÓDULO CENTRAL.....	105
	APÊNDICE B – PARTE DO PROGRAMA TEMPO DOS MEMBROS SUPERIORES	107
	APÊNDICE C – PARTE DO PROGRAMA TEMPO DOS MEMBROS INFERIORES	109
	APÊNDICE D – PARTE DO PROGRAMA PARA OS MEMBROS SUPERIORES	111
	APÊNDICE E – PARTE DO PROGRAMA PARA OS MEMBROS INFERIORES	113
	APÊNDICE F – PARTE DO PROGRAMA DE TESTE PARA ALERTA DO TRONCO	115
	ANEXO A – MEDIDAS DE PROTEÇÃO DA SAÚDE E PREVENÇÃO DE DOENÇAS....	117
	ANEXO B – PROGRAMA DO TESTE VIA RÁDIO DO MÓDULO TRANSMISSOR	119
	ANEXO C – PROGRAMA DO TESTE VIA RÁDIO DO MÓDULO RECEPTOR.....	121

1 INTRODUÇÃO

As corporações, inseridas em um mercado competitivo, necessitam ser inovadoras através de soluções que otimizem seus resultados e evitem custos desnecessários. Problemas diversos têm se relacionado com as transformações do trabalho pela busca de alta eficiência produtiva, muitas vezes sem levar em conta os trabalhadores e seus limites físicos e psicossociais. Estes problemas podem gerar lesões permanentes ao trabalhador, afetando sua qualidade de vida, além de custos elevados a empresa empregadora. Neste sentido, este trabalho busca contribuir na detecção de possíveis causas que geram futuros problemas ergonômicos durante a execução das atividades operacionais, através de um sistema de alerta de posturas inadequadas de baixo custo.

Diante deste contexto, a sobrevivência da empresa está ligada com sua administração, precisando estar pronto para mudanças e adaptar melhorias. De acordo com Oliveira (2009), a chave do sucesso relaciona-se com a habilidade da alta administração em identificar as principais necessidades dos grupos da organização, estabelecendo o equilíbrio entre eles e atuando com um conjunto de estratégias que possibilitam a satisfação de cada grupo. Diante disso, os administradores buscam a obtenção de melhores resultados com menores investimentos. Kwasnicka (1995) define o administrador como o responsável por criar, dirigir, manter, operar e controlar uma organização. Para tanto, diversas ferramentas gerenciais já foram desenvolvidas para auxiliar na busca de redução de custos, aumento de qualidade, melhorias de mão-de-obra, ou melhorias relacionadas a tópicos de segurança. Trabalhos recentes apresentam melhorias com relação dos processos e visão holística, conhecido como manufatura enxuta ou *Lean Manufacturing* (LM) (JABBOUR et. al., 2013; CHIARINI, 2014; ALPENBERG e SCARBROUGH, 2016).

Os autores Alpenberg e Scarbrough (2016) analisaram os trabalhos práticos diários com a implementação da produção enxuta em uma empresa. Uma parte essencial da produção enxuta é que os participantes são totalmente envolvidos nas melhorias de atividades. O estudo de Jabbour et. al. (2013) é executado para verificar a influência da Gestão do Ambiente com performance operacional utilizando a teoria LM em 75 companhias automotivas brasileiras, demonstrando que o LM tem grande influência na GA de maneira positiva. Outro estudo, Chiarini (2014), comprova que as ferramentas de produção LM auxiliam na redução de impactos ambientais em empresas de produção. Cinco empresas foram observadas e mensuradas antes e depois da implementação do LM: Mapeamento de Fluxo de Valor, Cinco Sensores, manufatura celular, *Single Minute Exchange of Die* e *Total Productive Maintenance*.

Contudo, para analisar uma estação de trabalho é necessário entender cada tarefa operacional envolvida e os níveis de dificuldades, com a intenção de direcionamento de melhorias (DUELL et. al., 2006). Para tanto, é necessário quantificar os riscos, com foco na mão-de-obra. Neste sentido, o presente trabalho utiliza conceitos de ergonomia durante as execuções de tarefas. Conceitos gerais sobre ergonomia são apresentados no segundo capítulo incluindo técnicas e estudos de casos exibidos na literatura. De maneira geral, uma lista de checagem compõe tais métodos ergonômicos de forma a analisar as posturas de trabalho.

Tais pesquisas bibliográficas são exploradas para distinguir uma posição de trabalho confortável de uma postura perigosa. No começo do capítulo três são mostradas as faixas de ângulos utilizada para cada seção do corpo humano e os tempos permitidos para cada posição de trabalho, afim de evitar problemas de saúde presentes ou futuros.

Todavia, foi observado, há alguns anos, a falta de um sistema em tempo real para evitar problemas de saúde no trabalho sendo que os disponíveis requeriam investimento alto, Duarte (2002). Com isso, diversos projetos buscam atender esta insuficiência.

Desta forma, o presente estudo foca no desenvolvimento de um sistema para análise ergonômica instantânea com baixo custo. Projetos similares são explorados no capítulo três, como estudos de Bartnicka (2015), Ray e Teizer (2012), Gong (2016). Um sistema para captura de posições do corpo humano é implementado para análise seccionada com foco no movimento dentro de faixas seguras para os pulsos, baseados em quatro faixas de ângulos, Bartnicka (2015). Adicionalmente, são utilizadas algumas abordagens automatizadas para estimação de posturas através de uma faixa de câmera para avaliar ergonomicamente uma tarefa específica, Ray e Teizer (2012).

O presente trabalho, diante deste contexto, tem por objetivo criar um sistema de monitoramento ergonômico em um ambiente industrial, especificamente um mapeamento postural, para auxiliar e melhorar empresas de produção, evitando problemas de saúde ao trabalhador e judiciais ao empregador. Deste modo, o trabalho busca pautar-se na presente questão: quais ferramentas são necessárias para a construção de um mapeamento postural de baixo custo que avise em tempo real o usuário, utilizado em ambiente industrial?

Nesta perspectiva, o trabalho apresenta um protótipo para sinalizar os riscos em tempo real a todos envolvidos na operação, seja o operador ou o administrador. Isto significa que os trabalhadores podem tomar uma decisão com este aviso, como por exemplo o operador em retornar à condição segura o quanto antes ou o líder redefinir os mobiliários, equipamentos e layout de forma de trabalho seguro. O protótipo foca nos braços, antebraços, pulsos, tronco e pernas. Perante isto, os dispositivos são interligados e parametrizados com o script criado nos

programas do microcontrolador e software de cálculos matemáticos. Os principais ângulos, com base na análise de riscos, foram explorados de acordo com as execuções de tarefas manuais. Após isto, posturas perigosas foram determinadas baseadas nos métodos ergonômicos estudados no segundo capítulo. São apresentados sensores específicos, micro controladores e outros dispositivos.

Adicionalmente, no final deste estudo é simulada uma operação manual de forma a testar o protótipo criado. A empresa estudada realiza projetos de automatização e os instala em diversas outras unidades fabris. Motivo este o qual faz-se necessário análise ergonômica perante instalações de novos equipamentos industriais em chão-de-fábrica.

Foi realizado o estudo em campo, simulando ações operacionais com os sensores fixados ao operador dos equipamentos desta empresa, com intuito de validar o protótipo desenvolvido. Para isto, contempla-se o seguinte cronograma desta pesquisa:

- Estudar metodologias sobre ergonomia, aprofundando na área de posturas;
- Conhecer alguns dos problemas de saúde gerados pelo trabalho;
- Identificar as causas destes problemas;
- Estudar aplicações práticas sobre métodos de controle posturais ergonômicos;
- Identificar um modelo de mapeamento postural;
- Desenvolver um sistema de alerta de riscos posturais;
- Explorar sensores sem fio de baixo custo para monitoramento de posturas humanas;
- Aprender sobre o microcontrolador Arduíno;
- Explorar princípios básicos de eletrônica, durante a aplicação prática proposta por este trabalho;
- Compreender a programação em linguagem C e G, para posterior aplicação;
- Desenvolver uma solução para fixar os sensores no corpo humano, explorando a impressão de Três Dimensões (3D);
- Validar o sistema ergonômico desenvolvido em diferentes áreas de trabalho, de forma a certificar seu funcionamento.

Perante os objetivos propostos, o trabalho está estruturado em seis capítulos, iniciando com a introdução. O segundo e terceiro capítulos abrangem teorias que foram utilizadas para resolução do problema do trabalho. São abordados assuntos relacionados à ergonomia, métodos ergonômicos, doenças relacionadas aos membros do corpo humano com específicos movimentos durante o trabalho, além de soluções práticas através de projetos de

análise postural em membros superiores, membros inferiores, lombar e pulso. O estudo de caso é apresentado pelos capítulos seguintes, sendo que o quarto capítulo exhibe o sistema de controle de posturas inadequadas de determinados membros do corpo humano. É apresentado o método utilizado, com ângulos e tempos considerados para análise, os dispositivos utilizados, ou seja, a composição do *hardware* e do *software*, bem como a parametrização destes dispositivos para trabalhos simultâneos com o objetivo proposto. O quinto capítulo, por sua vez, demonstra a aplicação deste sistema ergonômico em três locais distintos. Inicialmente é realizado um teste aplicado em ambiente industrial, sendo utilizado apenas o sensor de controle do tronco de forma a verificar o recebimento dos sinais, ângulos deste membro e sinalização em tempo real das posturas de risco. Em seguida foi utilizado um ambiente laboratorial de forma a simular o conjunto completo, possibilitando o trabalho pausado e simulações adversas, anotando os pontos de melhorias do sistema e solucionando-os. Por fim, na fase de aplicação em campo, buscou a validação do sistema completo em uma operação industrial, explorando os resultados apresentados na interface de comunicação com o usuário. Em consequência dos estudos e análises realizadas em campo, o sexto capítulo faz as considerações finais sobre o que foi estudado e implantado, havendo recomendações para trabalhos futuros, bem como algumas contribuições com as publicações em formato de artigo para alguns seminários. Posteriormente, as referências bibliográficas são mencionadas uma vez que foram utilizadas para realização deste trabalho.

2 ERGONOMIA

A ergonomia, segundo Bartnicka (2015), deve ser analisada diretamente e durante as operações exercidas pelo trabalhador, com anotações acerca das posturas e esforços necessários ou por meio de gravação de vídeo. Os requerimentos da estação de trabalho são definidos pelas faixas de ângulos entre membros de acordo com o método utilizado.

Há diversos estudos relacionados à ergonomia, o qual busca garantir melhores condições para o trabalhador, evitar problemas de saúde e aumentar o conforto no trabalho realizado (ABRAHAO, 2009; GRANDJEAN, 1998; IIDA, 2005).

Desta forma, este capítulo apresenta conceitos acerca da ergonomia com diferentes definições, bem como métodos para análise e definição da condição de um posto de trabalho do ponto de vista ergonômico. Além disso, são apresentados diversos problemas de saúde devido a determinadas posturas inadequadas.

2.1 CONCEITO

Segundo IEA (2017) a ergonomia é a disciplina científica centrada para o entendimento das interações entre as pessoas e outros elementos que compõe o sistema, envolvendo também o profissional que aplica a teoria, princípios, dados e métodos para otimizar o conforto humano e a performance geral. Está dividido em alguns domínios de especialização: ergonomia física, ergonomia cognitiva e ergonomia organizacional. A ergonomia física é concentrada nas características da anatomia humana, com diversos tópicos como os movimentos repetitivos, posturas de trabalho, movimentação de materiais, arranjo físico das estações de trabalho. A área da ergonomia cognitiva relaciona tópicos como carga de trabalho mental, tomadas de decisão e a interação entre computador e o homem. Quanto à área da ergonomia organizacional relacionam-se assuntos como comunicação, gerenciamento de recursos, projeto do trabalho, dos tempos de trabalho e gestão da qualidade (IEA, 2017).

De acordo com Grandjean (1998), Iida (2005) e Abrahão (2009), a ergonomia é definido como a ciência da adaptação da postura do trabalhador, configurando a estação de trabalho ao trabalhador. Deve-se minimizar a fadiga, estresse, erros e acidentes, através da segurança, satisfação no trabalho e adequar para uma operação confortável. Com isso, resultados eficientes são adquiridos.

A Figura 1 ilustra os elementos do posto de trabalho. “Entrada” engloba todos os itens necessários para serem transformados posteriormente pelo sistema, representados por matéria-prima, energia e informação. “Saída” refere-se a saída após a transformação: produtos,

energia e conhecimento. Além disso, também há como saída do sistema os itens caracterizados pela consequência do trabalho e pelos sub produtos.

Figura 1 – Estação de trabalho



Fonte: Adaptado de Iida, 2005.

Além disto, a ergonomia se baseia nas funções globais dos grupos de trabalho, distribuindo atividades entre o homem e a máquina, de acordo com os critérios sobre custos, eficiência, confiabilidade, segurança, qualidade, dentre outros. Para tanto, de acordo com Grandjean (1998) e Iida (2005), deve-se melhorar o sistema homem, máquina e ambiente, através da distribuição das atividades manuais e automatizadas e suas respectivas condições. Em alguns casos, esta análise entre homem, máquina e ambiente ocorre na fase do projeto de equipamentos a serem adquiridos e instalados nas estações de trabalho. Contudo, há casos que ocorrem em modificações de sistemas existentes agindo na adaptação da capacidade produtiva ou em limitações das condições humanas ao trabalho. A análise das estações de trabalho cuida de uma parte do sistema onde atua o operador, analisando suas atividades, posturas e seus movimentos. De acordo com Abrahão (2009) é de suma importância envolver os operadores atuantes do processo analisado na etapa de avaliação, atento a suas opiniões, sugestões e possíveis soluções para problemas encontrados relativos a estação do trabalho.

Nessa perspectiva, é necessário investigar os problemas como fadiga e monotonia, presentes no trabalhador, reduzindo-os por meio da eliminação de atividades repetitivas. Além disso, conforme Iida (2005) e Mondelo et. al. (2001), melhorias são trabalhadas também nas condições do ambiente, envolvendo a temperatura, barulhos, vibrações, gases tóxicos e iluminação. Neste contexto, há estudos de causas dos problemas de saúde relacionadas a

esforços estáticos excessivos. Conforme Grandjean (1998) aumentam-se diversos riscos tais como inflamação nas articulações, inflamação nos tendões, dores nos discos intervertebrais e câibras musculares. Abrahão (2009), ainda, explora as funções dos músculos como geração de movimentos, manutenção das posições e posturas corporais, estabilização das articulações, manutenção da temperatura corporal, dentre outros.

Outro conceito é proveniente da área de fisiologia o qual distingue força humana entre esforço dinâmico e estático do músculo (GRANDJEAN, 1998). O trabalho dinâmico é caracterizado pela sequência de músculos em contração e em extensão durante as atividades. Neste caso, o músculo age como uma bomba para circulação do sangue. O trabalho, neste contexto, envolve a contração dos músculos e o esforço dispendido, expresso pela fórmula (1), onde a altura é a distância vertical a qual é elevada a carga (GRANDJEAN, 1998).

$$\textit{Trabalho} = \textit{Peso} \times \textit{Altura} \qquad 1)$$

Todavia, o trabalho estático refere-se a condição contraída dos músculos durante um longo período, resultando em um trabalho postural. Neste caso, a circulação do sangue é obstruída contra o tecido muscular proporcionando menos sangue para o músculo. Por esta razão, não é recomendado executar qualquer atividade estática por um longo período, ao contrário, o trabalho dinâmico conduzido por um bom planejamento de tarefas pode ser executado sem descanso.

Complementando, há diversos estudos de casos demonstrando problemas de saúde devido ao esforço estático excessivo, (GRANDJEAN, 1998). Conforme o autor, este esforço aumenta alguns riscos, como:

- inflamação das juntas;
- inflamação no tendão;
- processo degenerativo crônico nas juntas da artrose;
- doenças no disco intervertebral e;
- câibras no músculo.

Outra abordagem para melhorar resultados ergonômicos está contemplado no estudo de Iida (2005), o qual segue cinco passos. A intenção é resolver problemas através do entendimento da estação em análise acerca de tarefas necessárias. Geralmente, é envolvido a fase de análise, fase de diagnóstico e, finalmente, o passo de correção.

2.2 MÉTODOS ERGONOMÉTRICOS

Os métodos ergonômicos estão descritos e implementados em diversos estudos de casos como Karhu (1977) e Mcatamney (1993), os quais são baseados nas posições segmentadas do corpo humano para indicar códigos externos para uma categoria particular de carga de trabalho. Estes autores, e outros também citados a seguir, recomendam desenvolver uma metodologia para análise ergonômica envolvendo uma observação em tempo real, gravações de vídeos das tarefas executadas e, até mesmo, aquisições de dados de medições das posições do trabalhador. Desta forma, esta seção busca a exploração de alguns destes métodos.

A Norma Regulamentadora (NR) 17 tem por objetivo formar parâmetros para adaptar as condições de trabalho com um máximo de conforto, segurança e desempenho eficiente dos trabalhadores (BRASIL, 1990). Tais condições de trabalho incluem aspectos relacionados ao manuseio de cargas: levantamento, transporte e descarga de materiais. Cabe ao empregador realizar a análise ergonômica do trabalho de forma a adaptar as condições necessárias com abordagem mínima estabelecida por esta NR.

Esta norma trata de diversos tópicos, de acordo com a Tabela 1. Além do conteúdo desta tabela, há diversos outros assuntos, pois reporta-se à combinação de fatores fisiológicos e psicológicos na formação de uma estação de trabalho com forma de pensar essencialmente ergonômica (MASCULO e VIDAL, 2011). O objetivo desta tabela é em analisar como o trabalhador pode ser afetado e quais recomendações esta norma estabelece.

Tabela 1 – Tópicos tratados pela NR-17

Tópico	Recomendações da norma
Mobiliário dos postos de trabalho: trabalhar na posição sentada	Ter altura compatível com o tipo de atividade; Ter fácil alcance e visualização; Ter características dimensionais que possibilitem posicionamento e movimentação adequados ao corporais.
Mobiliário dos postos de trabalho: ângulos adequados entre as diversas partes do corpo do trabalhador	Assentos com altura ajustável à estatura do trabalhador, borda frontal arredondada, encosto com forma adaptada ao corpo para proteção lombar; Suporte para os pés em atividades de trabalhos sentados; Assentos para descanso em atividades para trabalhos em pé.
Equipamentos dos postos de trabalho: leitura de documentos para digitação, datilografia ou mecanografia	Suporte adequado para documentos que permita ajustar postura, visualização e operação, evitando movimentação frequente do pescoço e fadiga visual; Utilizar documento de fácil legibilidade, evitando papel que provoque ofuscamento.
Equipamentos dos postos de	Mobilidade que permita ajustar a tela do equipamento à

trabalho: processamento eletrônico de dados com terminais de vídeo	iluminação do ambiente, evitando reflexos com corretos ângulos de visibilidade ao trabalhador; Teclado independente e ter mobilidade permitindo ajustar de acordo com as tarefas; Os equipamentos tela, teclado e suporte para documentos devem ser colocados de maneira que as distâncias entre o olho e a tela, o olho e o teclado e o olho e o documento, sejam aproximadamente iguais; Posicionados em superfície de trabalho com altura ajustável.
Organização do trabalho: considerar como exigências mínimas	Normas de produção, modo operatório, exigência de tempo, determinação do conteúdo de tempo, ritmo de trabalho, conteúdo das tarefas.
Para as atividades de sobrecarga muscular estática ou dinâmica do pescoço, ombros, dorso e membros superiores e inferiores: observar os seguintes fatores.	Todo sistema de avaliação de desempenho para efeito de remuneração deve levar em considerações as repercussões sobre a saúde dos trabalhadores; Devem ser incluídas pausas para descanso; No retorno ao trabalho, para afastamentos igual ou superior a quinze dias, a exigência de produção deve permitir um retorno gradativo aos níveis de produção vigentes na época anterior ao afastamento.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

David (2005) agrupa exemplos dos métodos ergonômicos e os classifica de acordo com as avaliações de postura, carga, movimentações, vibrações e outros, tais como compressão mecânica, uso de luvas e condições climáticas, de acordo com a Tabela 2. Tais técnicas são encontradas em diversos estudos de caso.

Tabela 2 – Alguns métodos ergonômicos

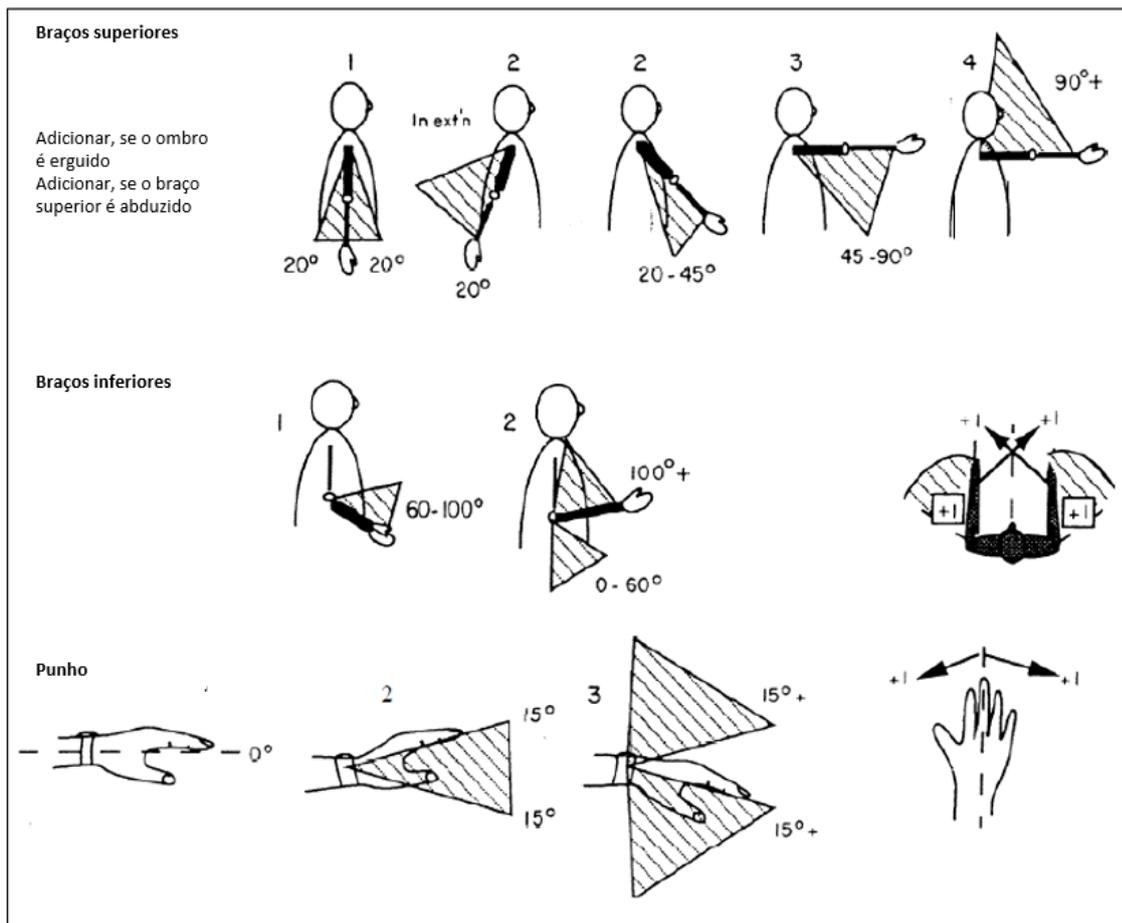
Tópico	Postura	Carga	Frequência	Duração	Recuperação	Vibração	Outros
OWAS	X	X					
Checklist	X						
RULA	X	X	X				
NIOSH	X	X	X	X	X		X
PLIBEL	X	X					X
Índice de Deformação	X	X	X	X			X
OCRA	X	X	X	X	X	X	X
QEC	X	X	X	X		X	X
Manual de Manuseio	X	X	X	X	X		X
REBA	X	X	X				X
FIOH	X	X	X	X			X
AGIH	X	X	X	X			
LUBA	X						
HSG60	X	X	X	X		X	X
MAC	X	X	X				X

Fonte: Adaptado de David (2005).

O método OWAS (*Ovako Working Analysis System*) investiga a postura de todo o corpo humano por meio de gravações e análises das atividades baseados em duas etapas (KARHU, 1977). A primeira etapa analisa as posturas de trabalho, enquanto que a segunda classifica cada postura analisada de acordo com um conjunto de critério, de forma a redesenhar o local e procedimentos do trabalho.

Outro método, explorado por Mcatmney (1993), é conhecido como RULA (*Rapid Upper Limb Assessment*) o qual categoriza as posturas do corpo e forças dispendidas. Desenvolvido por McAtamney e Corlett (1993), é um método ergonômico que investiga a exposição dos trabalhadores aos fatores de risco associados ao membro superior, averiguando a postura, contração muscular estática, repetição, força e alcance. Esta ferramenta não necessita de equipamentos especiais para análise, além de fornecer uma análise rápida das posturas do pescoço, do tronco e dos membros superiores. A Figura 2 apresenta faixas para alguns membros como braço, antebraço e pulso. Estas faixas de movimentos são analisadas e pontuadas (TICHAUER, 1966; IAFFIN, 1973; HAGBERG, 1981; SCHULDT, 1987).

Figura 2 – Posturas pontuadas por partes do corpo: braços superior e inferior e giro do pulso



Fonte: Mcatmney (1993).

Outra análise de risco ergonômico é criado por meio de um checklist de uma página para apresentar a análise das pernas, tronco e pescoço de tarefas repetitivas (KEYSERLING, 1992). É explorado por treinadores de pessoas com deficiências, os quais analisam riscos posturais em 335 trabalhos de quatro empresas distintas.

O instituto NIOSH (*National Institute for Occupational Safety and Health*) desenvolveu um método para a saúde e segurança dos profissionais, com análise de risco dos levantamentos (NIOSH, 1981). Esta técnica evoluiu gradualmente através de um indicador de levantamento que pode ser usado para identificar tarefas de alto riscos com levantamento, (WATERS, 1993).

Outro método foi originalmente extraído de NIOSH com o índice de exposição concisa conhecido como OCRA (*Occupational Repetitive Actions*) (OCCHINPINTI, 1998). Analisa a repetitividade de movimentos dos membros superiores relacionados ao número diário de ações realizadas com as tarefas repetitivas dos membros superiores. Para identificar os perigos ergonômicos ou fatores de riscos pode ser usado o método PLIBEL (*Plan for Identifying Belastningsfaktor*). Neste, contém um checklist com questões para diferentes regiões do corpo humano, de forma a destacar os riscos nos músculos (KEMMLERT, 2006).

Uma técnica para avaliação dos riscos de trabalhos dos membros superiores é proposta, baseado em fisiologia, biomecânica e epidemiologia (MOORE E GARG, 1995). Esta metodologia mede seis tarefas variáveis, envolvendo a duração do esforço por ciclo, esforços por minuto, postura do pulso, velocidade do esforço, duração das atividades por dia e intensidade do esforço. QEC (*Quick Exposure Check*) é outro método desenvolvido baseado na investigação das necessidades do usuário (LI E BUCKLE, 1999). Consiste em uma ferramenta prática para a avaliação da exposição de riscos físicos relacionadas ao trabalho.

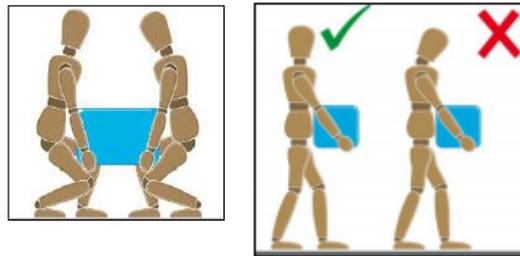
Além disso criado um guia para operação de trabalhos manuais para ajudar no gerenciamento, controle e redução de riscos de lesão, (HEALTH, 2016). O objetivo principal é prevenir lesão em qualquer parte do corpo, principalmente na área traseira. A Figura 3 apresenta sugestões para reduzir riscos causados no manuseio de cargas.

Uma ferramenta de avaliação ergonômica conhecida como REBA (*Rapid Entire Body Assessment*) utiliza um processo sistemático para analisar riscos e posturas de todo o corpo humano associado com as tarefas, (HIGNETT E MCATAMNEY, 2000). Para isto, uma folha de trabalho é usada para reavaliar cada seção do corpo.

Outro método de observação resulta da observação de 127 ciclos de trabalho em um restaurante e em uma empresa de moer papel (KETOLA, 2001). Com isto, seis fatores de

riscos foram incluídos: uso repetitivo da mão, uso forçado da mão, pega pinça, postura de pulso não neutra, elevação superior dos braços e pressão mecânica local.

Figura 3 – Sugestão para redução de riscos ergonômicos



Fonte: Adaptado de Health (2016).

Uma técnica de avaliação para carregamento postural chamada como LUBA (*Louvain University Body Assessment*) inclui avaliações da mão, braço, pescoço e costas, e os tempos máximos permitidos para cada situação em postura estática, (KEE E KARWOWSKI, 2001). Vinte homens participaram de um experimento designado para medir os desconfortos das juntas.

Uma ferramenta é criada para análise manual da saúde e segurança por inspetores de tal maneira a guiar na priorização e intervenção de principais fatores de riscos (MONNINGTON, 2003). Foi nomeado como MAC (*Manual Handling Assessment Chart*) visando na identificação de operações manuais de alto riscos conforme fatores de riscos comumente encontrados no levantamento, abaixamento, carregamento e operações de manuseios.

Em outra situação, desenvolvido por Ray e Teizer (2012), uma abordagem automática para estimação da postura utiliza uma câmera e define riscos das tarefas. Este estudo consiste na análise de trabalho acima do ombro (conhecido como *overhead*), levantar uma carga agachado ou sentado, curvar-se para levantar uma carga e rastejar. Para cada atividade verifica-se os ângulos e alturas de trabalho, havendo uma lógica script inserida no sistema.

Outro método foi criado com base em alguns critérios de análises conhecido como *Anforderungs-und Belastbarkeits-Analyse* (ABATech) ou Avaliação ergonômica das atividades de produção (SANCHEZ, 2005). De acordo com o autor, as atividades devem evitar qualquer fator de estresse que possa ser prejudicial à saúde, seja planejado na fase de projeto de fábrica quanto em estações de trabalho já existentes, considerando 19 características, sendo alguns explorados no subcapítulo seguinte. O resultado é indicado pelas luzes do semáforo desde ruim à boa relativos à condição do trabalho analisado:

1. altura de trabalho;
2. estresse nos músculos do pescoço;
3. trabalho acima do ombro;
4. mobilidade do tronco;
5. mobilidade dos braços;
6. estresse nos braços e ombros;
7. estresse nos pulsos;
8. estresse nos dedos;
9. mobilidade das juntas do joelho;
10. distribuição entre ficar em pé, caminhando ou sentado;
11. manipulação de objetos;
12. som;
13. clima;
14. iluminação;
15. substâncias perigosas;
16. humidade;
17. vibração;
18. informação;
19. perigo de acidente.

2.2.1 ABATech

Este método, em comparativo com os demais apresentados anteriormente e com análise da Tabela 2, contempla as análises de postura, carga/força, frequência do movimento, duração recuperação e vibração. Foi desenvolvida em uma empresa montadora de veículos juntamente com uma universidade em Munique, na Alemanha (BMW, 2017).

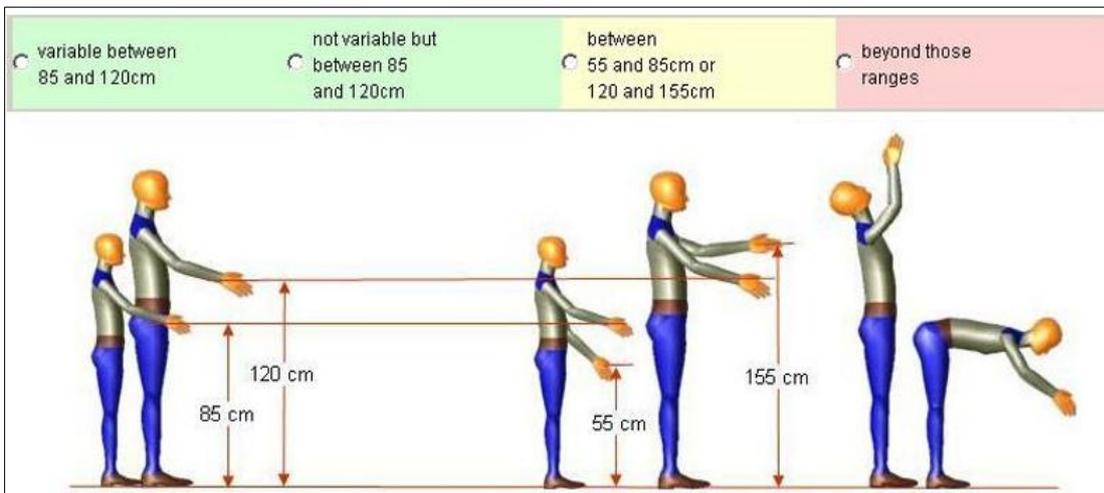
Os cinco primeiros métodos foram explorados e descritos neste subcapítulo, o restante não pode ser descrito, devido às restrições e solicitação da empresa em estudo. O primeiro critério analisa a altura de trabalho, visto na Figura 4, no qual diferentes medidas são consideradas para a configuração da estação de trabalho e disponibilidade dos equipamentos (BMW, 2017). Este tipo de trabalho postural pode causar excessivo estresse nos ombros, braços, espinha dorsal, pescoço, joelhos, além de dificuldades na circulação de sangue.

O segundo critério analisa estresses no músculo do pescoço, analisando os movimentos de rotação e inclinação possíveis para esta parte do corpo humano conforme

Figura 5 (BMW, 2017). Estes movimentos podem causar fadiga precoce e perda de concentração.

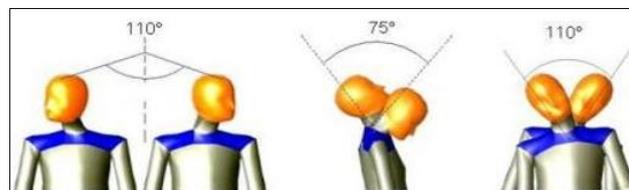
O critério três verifica qualquer movimentação dos braços acima da altura do ombro, o qual pode resultar em problemas na espinha cervical e fadiga precoce devido à má circulação do sangue devido esta posição, visto na Figura 6 (BMW, 2017).

Figura 4 – Critério 1 do ABATech: altura de trabalho



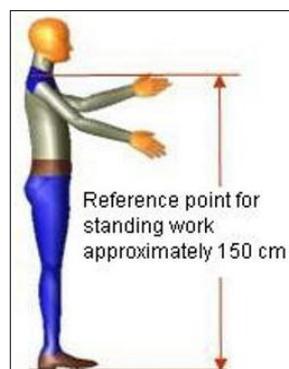
Fonte: BMW, 2017.

Figura 5 – Critério 2 do ABATech: estresse nos músculos do pescoço



Fonte: BMW, 2017.

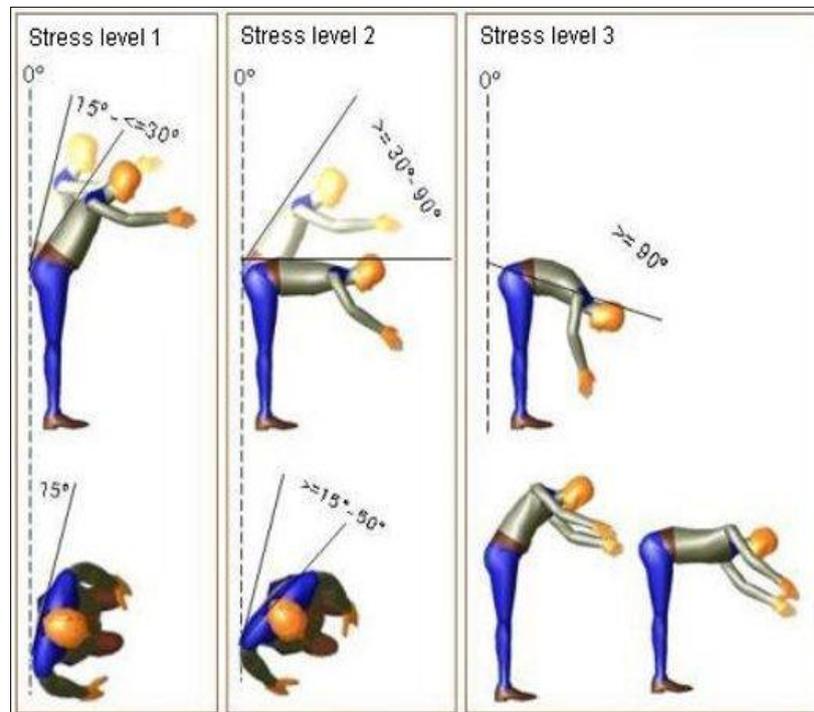
Figura 6 – Critério 3 do ABATech: altura acima dos ombros



Fonte: BMW, 2017.

A mobilidade do tronco é verificada no quarto critério, considerando os movimentos representados pela Figura 7, visando a prevenção através, por exemplo, do ajuste de alturas dos mobiliários do trabalho (BMW, 2017).

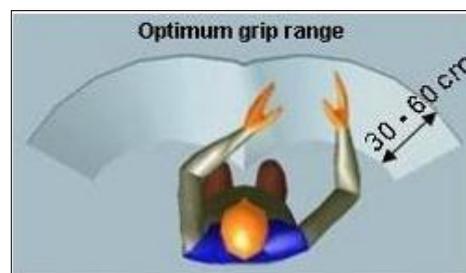
Figura 7 – Critério 4 do ABATech: mobilidade do tronco



Fonte: BMW, 2017.

Todavia, o quinto critério verifica a mobilidade dos braços (BMW, 2017). Qualquer distância de pega que exceda 60cm deve ser analisado com cautela, podendo causar problemas nas costas e nos ombros. Desta forma, é recomendado que os equipamentos, bem como materiais envolvidos no processo de trabalho, estejam disponíveis em uma faixa entre 30 à 60 cm de distância do trabalhador, representado pela Figura 8.

Figura 8 – Critério 5 do ABATech: mobilidade dos braços



Fonte: BMW, 2017.

2.3 DOENÇAS RELACIONADAS AO TRABALHO

A dor relacionada ao trabalho está descrita desde a antiguidade, como a citação de Hipócrates em sua obra Epidemia (DEMBE, 1996). Atualmente, as expressões de desgaste de estruturas do sistema musculoesquelético abrangem diversas categorias profissionais, entre as quais lesões por esforços repetitivos (LER) e distúrbios osteomusculares relacionadas ao trabalho (DORT) são adotadas pelo Ministério da Saúde e pelo Ministério da Previdência Social, (BRASIL, 2012). Os problemas de LER/DORT estão relacionados com o estabelecimento de metas e produtividade, particularmente de qualidade dos produtos e serviços e aumento da competitividade de mercado, sem levar em conta os trabalhadores e seus limites físicos e psicossociais.

Conforme Magnago (2009), LER acarreta diversas causas tais como fatores organizacionais, socioculturais, psicossociais, físicos e individuais. Apresenta, neste sentido, alterações principalmente no pescoço, braços, punhos e membros superiores. DORT, por sua vez, englobam os nervos, tecidos, tendões e estruturas de apoio do corpo, de acordo com Bernard (1997), desenvolvida por um processo crônico que é desencadeado a partir de atividades realizadas durante as jornadas de trabalho. Problemas que atingem principalmente membros superiores, região escapular e pescoço não são causadas por esforços repetitivos e sim por posições permanentes por um longo período (BRASIL, 2003).

Outros fatores relevantes desses agravos referem-se à variedade de setores da economia impactos e à complexidade clínica, resultando em alto custo de tratamento, incapacidade gerada a diversos trabalhadores, baixa qualidade de vida dos incapacitados ou afetados, perda produtiva e custos com pagamentos de benefícios previdenciários (NEVES e NUNBES, 2009; SOUZA e SANTANA, 2011). De acordo com Maeno (2006), LER/DORT se destacam pelo número de notificações e pelo impacto econômico e social, gerando dor, incapacidades, sofrimento e afastamentos do trabalho.

Cattelan et. al. (2006), complementando, relaciona LER/DORT devido a seus fatores etiológicos agregados a organização do trabalho englobando equipamentos, acessórios, ferramentas, mobiliários inadequados, falta de atenção com as técnicas e uso de força excessiva durante execuções das tarefas, posturas impróprias, uso demasiado de matérias vibratórios e ventilação e temperatura inadequadas. Tais lesões representam o principal grupo de agravos à saúde entre as doenças ocupacionais no Brasil (MAENO, 2001). Já para outros países, a prevalência de casos é cada vez maior, contrariando uma expectativa da década de 80 em que vislumbrava o avanço da tecnologia com a diminuição de problemas de saúde por

trabalho repetitivo, (BRASIL, 2001a). Em 1993, no Canadá e na Dinamarca houveram respectivamente 50,5% (porcentagem) e 45,6% dos casos de doenças ocupacionais relacionadas à LER/DORT.

Constam na Lista de Doenças Relacionadas ao Trabalho do Ministério da Saúde diversas doenças que podem ser relacionados ao trabalho e que são enquadradas como LER/DORT (BRASIL, 1999):

- síndrome cervicobraquial;
- dorsalgia;
- cervicalgia;
- ciática;
- lumbago com ciática;
- sinovites e tenossinovites;
- dedo em gatilho;
- tenossinovite do estiloide radial (De Quervain);
- outras sinovites e tenossinovites;
- sinovites e tenossinovites não especificadas;
- transtornos dos tecidos moles relacionados com o uso, o uso excessivo e a pressão, de origem ocupacional;
- sinovite crepitante crônica da mão e do punho;
- bursite da mão;
- bursite do olecrano;
- outras bursites do cotovelo;
- outros transtornos dos tecidos moles relacionados com o uso, o uso excessivo e a pressão;
- transtorno não especificado dos tecidos moles relacionados com o uso, o uso excessivo e a pressão e;
- fibromatose da fáscia palmar: contratatura ou moléstia de Dupuytren.

No estudo de Viegas e Almeida (2016), foi observado que o número de registros de LER/DORT na indústria do Brasil nos últimos anos aumentou progressivamente, necessitando o acompanhamento sobre a saúde com identificação, reconhecimento, registro e compreensão do problema.

Todavia, os perfis de adoecimento e morte da população está relacionada em função da idade, gênero, grupo social ou inserção em um grupo específico de risco (BRASIL,

2001b). Do mesmo modo, há causas relacionadas ao trabalho, devido a profissão que exercem ou exerceram, pelo fato das condições adversas em suas tarefas.

Neste sentido, Mendes e Dias (1999) descrevem quatro grupos de causas ao perfil de adoecimento e morte dos trabalhadores, sendo que os três últimos grupos constituem a família das doenças relacionadas ao trabalho:

- doenças comuns sem qualquer relação com o trabalho;
- doenças comuns que foram modificadas em virtude das condições do trabalho, categorizadas como crônico-degenerativas, infecciosas, neoplásticas ou traumáticas;
- doenças comuns que têm se tornado mais complexo pelo trabalho, tais como asma brônquica, dermatite de contato alérgica, perda auditiva induzida pelo ruído, transtornos mentais e doenças músculo-esqueléticas e;
- agravos à saúde devido aos acidentes de trabalho e pelas doenças profissionais.

Eriksen et. al. (2004) afirma que há alta prevalência de doenças que ocasionam afastamentos temporários ou permanentes. Devido a isso, Barbosa (2007), aconselha de que o trabalhador deve ser acompanhado pelo serviço de saúde ocupacional no qual o profissional da saúde deve formular e desempenhar programas que promovam, previnam e recuperem a saúde dos empregados. Estes profissionais da saúde buscam aprimorar, pesquisar e desenvolver estudos para aperfeiçoar seus papéis com a saúde ocupacional (CASTRO et. al., 2010).

Castro et. al. (2010) afirma que o enfermeiro do trabalho tem o dever de assistir os trabalhadores, realizando avaliação periódica. Ainda, Brasil (2009) complementa que este profissional deve estabelecer diagnósticos precisos e identificar para eliminar os fatores causais, além de treinar a equipe para promover e zelar por sua saúde e incentivar prevenção de acidentes e doenças relacionadas ao trabalho. Rorges (1997) conclui que deve ser identificado, elaborado e desenvolvido propostas e ações preventivas.

De acordo com o estudo de Santos et. al. (2013), diversos autores com abordagens a respeito de LER/DORT possuem pontos em comuns referente aos principais fatores de riscos:

- pré-disposição genética;
- distúrbios psicológicos;
- falta de preparo muscular para determinadas tarefas;
- má disposição dos mobiliários;
- posturas inadequadas;

- trabalhos repetitivos;
- longas jornadas de trabalho;
- levantamento de pesos excessivos;
- extremos de temperaturas e;
- locais insalubres.

Contudo, Campos (2005) afirma que os problemas no ambiente de trabalho só serão identificados a partir de relatos dos próprios trabalhadores aos profissionais da saúde, para que possa ser capaz de promover ações preventivas e traçar meios que solucione os problemas relatados, preservando o trabalhador de riscos que venham afetar sua saúde.

No momento da consulta médica do paciente, são tratadas algumas etapas para o diagnóstico médico, sendo uma delas titulada como manobras clínicas (BRASIL, 2012). Outras abrangem a inspeção e a palpação os quais são avaliadas a maneira do paciente caminhar, simetria e posturas de seus membros superiores, variação na cor da pele, identificação de consistência da pele e palpação dos músculos para identificar nodulações.

Ainda, Portugal (2008), diz que as lesões musculoesqueléticas podem afetar diferentes partes do corpo como o ombro, cotovelo, mão, punho, joelho e coluna vertebral. Ocorrem na execução de uma atividade profissional, ou seja, ligada ao trabalho. As lesões musculoesqueléticas dos membros superiores relacionadas ao trabalho ocorrem com maior frequência em certas condições de trabalho, como as atividades repetitivas ou trabalho que requeira posições das articulações muito exigentes. Este autor apresenta as legislações aplicáveis as doenças relacionadas ao trabalho:

- Decreto-Lei n.º 441/91, de 14 de Novembro – Estabelece o regime jurídico do enquadramento da segurança, higiene e saúde no trabalho;
- Portaria n.º 989/93, de 6 de Outubro – Prescrições mínimas de segurança e saúde dos trabalhadores na utilização de equipamentos dotados de visor – normas técnicas;
- Decreto-Lei n.º 349/93, de 1 de Outubro – Prescrições mínimas de segurança e saúde respeitante ao trabalho com equipamentos dotados de visor;
- Decreto-Lei n.º 330/93, de 25 de Setembro – Prescrições mínimas de segurança e saúde respeitantes à movimentação manual de cargas;
- Decreto-Lei n.º 26/94, de 1 de Fevereiro – Estabelece o regime de organização e funcionamento das actividades de segurança, higiene e saúde;
- Lei n.º 7/95, de 20 de Março – Altera por ratificação o decreto lei n.º 26/94;

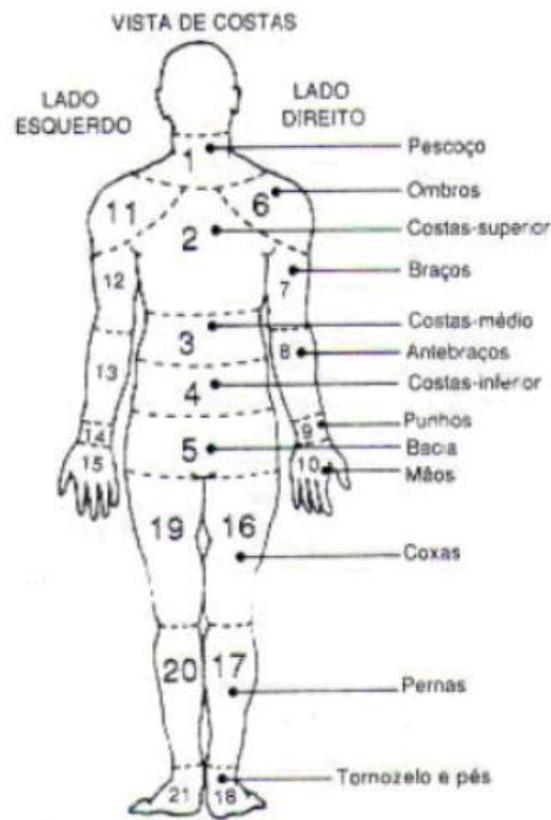
- Decreto–Lei n.º 191/95, de 28 de Julho – Define normas de aplicação do Decreto - Lei n.º 441/91 à Administração Pública;
- Lei n.º 73/98, de 10 de Novembro – Contém normas relativas a determinados aspectos da organização do tempo de trabalho;
- Decreto–Lei n.º 133/99, de 21 de Abril – Estabelece medidas destinadas a promover a melhoria da segurança e saúde no trabalho;
- Decreto–Lei n.º 488/99, de 17 de Novembro – Define normas de aplicação do 441/91;
- Decreto–Lei n.º 109/2000, de 30 de Junho – Altera regime de organização e funcionamento das actividades de segurança, higiene e saúde no trabalho;
- Decreto Regulamentar n.º 6/2001, de 5 de Maio – Lista das Doenças Profissionais e respectivo índice codificado;
- Lei n.º 99/2003, de 27 de Agosto – Código do Trabalho;
- Lei n.º 35/2004, de 29 de Julho Artigos 211º a 263º – Regulamento do Código do Trabalho;
- Decreto–Lei n.º 46/2006, de 24 de Fevereiro – Prescrições mínimas de segurança e saúde respeitantes à exposição dos trabalhadores aos riscos devidos a vibrações mecânicas;
- Decreto–Lei n.º 352/2007, de 23 de Outubro – Tabela Nacional de Incapacidades;
- Decreto Regulamentar n.º 76/2007, de 17 de Julho – Procede à alteração dos capítulos 3º e 4º da lista das doenças profissionais.

Diante deste contexto, é relacionado o ciclo de trabalho com o aumento das doenças ocupacionais. O conteúdo do ciclo de trabalho corresponde ao tipo de operações que o compõe. A duração do ciclo é proporcional ao número de operações realizadas e ao número de incidentes que possam acontecer. Em ciclos curtos, diversas operações repetitivas são realizadas exigindo muitos movimentos musculares e articulares. Contudo, ciclos mais longos há operações diversificadas, mas em diversos casos tais operações requisitam movimentos musculares similares, portanto com estruturas anatómicas sobrecarregadas de maneira similar a ciclos curtos (BRASIL, 2001a).

“Se o trabalho não varia em ciclos curtos, as estruturas tornam-se sobrecarregadas, sem tempo de recuperação: probabilidade de ocorrência de LER/DORT.” (BRASIL, 2001a, p. 25).

Para complementar, Almeida (2007 apud CORLETT E MANENICA, 1986) mapeia as dores no corpo humano de maneira prática, conforme a Figura 9. É utilizado como método subjetivo para análise e coleta de dados localizando e quantificando a dor em uma escala sugerida da seguinte forma: cor vermelha relacionada à dor intensa, cor amarela significa dor moderada e cor azul pertinente à dor leve. Para isso, há divisão do corpo em segmentos para serem codificados individualmente, englobando os membros superiores, o tronco, a coluna cervical e as pernas.

Figura 9 – Diagrama de desconforto



- Legenda:
- Dor intensa
 - Dor moderada
 - Dor leve

Fonte: Corlett e Manenica, 1986.

3 PROJETOS ERGONOMÉTRICOS E SOLUÇÕES PRÁTICAS

O monitoramento ininterrupto através das Redes de Sensores do Corpo Humano foi uma solução inovadora e de grande potencial econômico e social, permitindo a monitoração de hábitos da vida e detecção precoce de anormalidades antecipando, portanto, o aparecimento de doenças que possam ocorrer futuramente (BARBOSA, 2008). Ainda, Lymberis e Dittmar (2007) afirmam que o uso destes sistemas contribui na redução de custos hospitalares, reduzindo internações e procedimentos ambulatoriais desnecessários.

Com o avanço tecnológico, a representação e simulação de processos, sistemas e relações homem-ambiente, possibilitou a utilização de modelos computacionais (THOMPCKINS, 2003; TORRES, 2007). Neste contexto, os videogames consistem em ações e decisões de jogadores em gerar um resultado final, limitadas por um conjunto de regras e de espaço, denominado como Jogos Digitais (SCHUYTEMA, 2008). Havendo um propósito educacional, projetado desde o início com a intenção de ensinar algo ao jogador, este conceito passa a ser denominado como Jogos Sérios (ABT, 1987 *apud* MICHAEL E CHEN, 2005). Dentre diversas soluções em alcançar os objetivos pedagógicos curriculares de forma eficiente (ROMERO E BARMA, 2015), foi desenvolvido um sistema para treinamento e avaliação do equilíbrio de pacientes com hemiparesia através de sensores inerciais e um sistema computacional que executa o jogo, denominado como *myBalance* (NOVELETTO et. al., 2015). O *hardware* é composto por dois micros controladores ATmega328 com comunicação wireless via rádio frequência (RF) entre o sistema central, conectado ao computador, e o sistema secundário, conectado com placa de balanço composto por um sensor inercial MPU-6050.

O surgimento de equipamentos como o sensor Kinect desenvolvido pela Microsoft em parceria com a PrimeSense permite o acesso à uma ferramenta que capture informações de profundidade e cores a partir de triangulações por infravermelho, havendo um trabalho acerca da análise sobre o uso do Kinect como ferramenta de captura e modelagem de objetos no contexto do projeto de situações produtivas, desenvolvida durante o Programa Institucional de Bolsas de Iniciação em Desenvolvimento Tecnológico e Inovação (PIBITI) do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) (BRITO e MENEGON, 2015).

Medidas de proteção da saúde e prevenção de doenças relacionados ao trabalho podem ser aplicáveis aos processos e ambientes de trabalho e ao trabalhador. O anexo A apresenta uma tabela completa, desenvolvida por Brasil (2001b), acerca deste tema. Nota-se que para

eliminar e controlar condições de riscos para a saúde faz-se necessário o redesenho da tarefa ou do trabalho por meio de mudanças na organização do trabalho e práticas alternativas de trabalho. O empregador deve planejar e desenvolver ações promotoras de melhoria, tornar o ambiente menos insalubre, adaptar condições de trabalho para melhoria ergonômica como altura de equipamentos de trabalho, disponibilizar alongamentos, exercícios e repouso legalizado durante o turno de trabalho e fornecer assistência psicológica e fisioterápica (BARBOSA, 2007; COSTA, 1989; MAENO, 2001; BRASIL, 2000; PONTES, 1992).

Santos et. al. (2013) adverte que a aplicação das fontes de pesquisas e a capacitação das notificações de doenças relacionadas ao trabalho são primordiais para elaboração de projetos e ações preventivas de LER/DORT, favorecendo a saúde do trabalhador. As lesões e danos a várias partes do corpo, conforme Leite e Merighi (2007), são ocasionados devido à precariedade das condições de trabalho, falta de atenção a estas condições e sobrecarga. Aptel e Cnockaert (2002) e Toomingas et. al. (1997) explicam que tais doenças são consequências das restrições de microcirculação nos músculos e tendões, fadiga, dor e limitação dos movimentos.

Conforme Duarte (2002) há a necessidade de sistema de avaliação ergométrica de baixo custo, para evitar problemas de saúde no trabalho. Diante disso, foi feita uma pesquisa comercial durante o presente trabalho para conhecimento das soluções disponíveis no mercado. A Tabela 3 apresenta o resultado desta pesquisa demonstrando a função para cada sistema.

Tabela 3 – Alguns sensores comerciais disponíveis

Solução	Função	Fonte
MVN BIOMECH	Medição dos movimentos completo do corpo com interface sobre riscos.	Xsens, 2017
MyBalance	Treinamento e avaliação do equilíbrio de pacientes com hemiparesia através de sensores inerciais e um sistema computacional que executa o jogo	Noveletto, et. al., 2015
DataLOG e DataLINK	Programador portátil de aquisição de dados que conecta com acelerômetros, goniômetros e torsiômetros. Gera gráficos da posição em tempo real ao usuário.	Nexgenergo, 2017
iLMM3™	Mede a posição, velocidade e aceleração da espinha dorsal para identificar fatores de riscos.	Nexgenergo, 2017
Lumo Lift	Analisa a postura do tronco e gera alarme instantâneo.	Workrite, 2017

Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Segundo Barbosa (2008) é desejável que as Redes de Sensores Sem Fios (RSSF), sistema *wireless*, cresça em escala de forma incremental, através da adição de novos sensores ou novas funcionalidades ou aumento do volume da informação manipulada. Os custos têm caído dramaticamente, e suas aplicações expandindo gradualmente desde áreas militares até ambientes industriais e comerciais, sendo composto basicamente por quatro partes: módulo de gerenciamento de energia, sensor, micro controlador e transceptor wireless (YINBIAO et. al., 2014). Os autores apresentam algumas áreas de aplicações do RSSF: sistema de monitoramento em tempo real para linhas de transmissão, sistema de monitoramento e alerta preventivo de subestações e de redes de distribuição, redes de água inteligentes focado em sustentabilidade, sistema de transporte inteligente focado na detecção de fluxos de tráfego e logística da cidade, sistema de eficiência de energia com o monitoramento de consumo, etc.

Garbim et. al. (1998) apresenta a dificuldade em manter membros superiores elevados. Pode acometer tendões, músculos, nervos, ligamentos, região escapular e pescoço, ocasionando distúrbios orgânicos e doenças como fibrose, câimbras musculares, exaustão, estresse, úlcera e problemas auditivos. Diante destas causas e efeitos, os autores propõem as seguintes soluções: respeitar o ritmo que o corpo suporta, poupar-se de atividades repetitivas, evitar carregar peso elevado, organizar arranjo físico dos mobiliários, disponibilizar iluminação adequada, controlar condições de ruídos, higiene e segurança do trabalho. Ainda, Silva (2011) recomenda a inserção de um enfermeiro do trabalho para compor a equipe de saúde do trabalhador com esta responsabilidade de zelar pela saúde e bem-estar dessas pessoas.

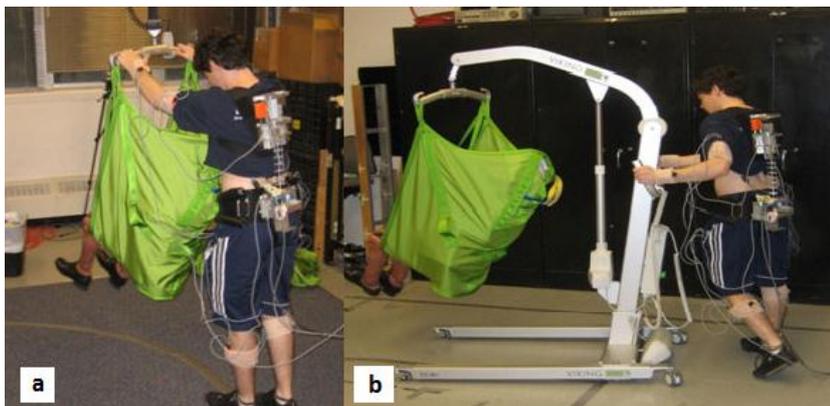
Também há projetos de órteses para pessoas com dificuldades de movimentação em certas partes do corpo. No estudo de Alves da Silva (2014), pretendeu-se melhorar aspectos da locomoção de pessoas que têm problemas nos membros inferiores ou que sofram com alguma alteração e deficiência motora nos membros superiores. Para tanto, o objetivo foi desenvolver uma estrutura de fácil colocação e remoção, adaptável à morfologia e às variações de massa muscular do membro inferior.

A órtese é compreendida como um equipamento, aparelho ou dispositivo ortopédico de uso externo, destinados a alinhar, prevenir ou corrigir deformidades, além de melhorar a função das partes móveis do corpo (MATOS, 2009; SEBASTIÃO, 2009). O objetivo é em restaurar as funções perdidas, normalmente após uma doença ou uma condição neurológica, aos seus níveis naturais.

Além disto, foi desenvolvido um sistema de modelo biomecânico para avaliar forças na espinha lombar em diferentes atividades, conforme figura 6 (XSSENS, 2017). O objetivo é

atuar na prevenção de doenças relacionadas a esta parte do corpo humano, diminuindo o risco de dores na área das costas. Este sistema foi aplicado em caso real demonstrando diferentes cenários com o mesmo intuito operacional, conforme Figura 10. O intuito é apresentar o melhor cenário para operação.

Figura 10 – Operador instrumentado utilizando a) dispositivo de elevação com base no teto, b) dispositivo de elevação com base no chão



Fonte: Xsens (2017).

Neste contexto, é explorada uma nova modalidade de entrada com o pulso vestido para atuar como um joystick de movimentos de uma mão em relógios inteligentes, Gong (2016). Os movimentos do protótipo com os resultados estão representados na Figura 11, constando na esquerda o pulso girando com o uso do protótipo e na direita os desenhos gerados pelos gestos.

Figura 11 – Desenhos gerados pelos gestos do protótipo.



Fonte: Gong (2016).

4 SISTEMA PROPOSTO DE ALERTA POSTURAL

Conforme Brasil (2001b) a atenção à saúde dos trabalhadores tem sido desenvolvida em diferentes espaços institucionais, com objetivos e práticas distintas: pelas empresas, por meios dos Serviços Especializados em Segurança e Medicina do Trabalho, pelas organizações de trabalhadores, pelo Estado através de políticas sociais públicas de serviços de saúde, pelos planos de saúde, pelos seguros suplementares e pelos serviços especializados organizados no âmbito dos hospitais universitários.

Este trabalho, neste sentido, atua na prevenção de algumas potenciais doenças relacionadas ao trabalho devido algumas posturas inadequadas durante execuções de tarefas. Para isto é desenvolvido um sistema que monitora a realização do trabalho em tempo real e alerta as posturas de riscos ergonômicos. Com a mesma intenção da metodologia apresentada por Sanchez (2005) no capítulo de métodos ergonômicos, este sistema utiliza as cores das luzes do semáforo para indicar no painel de controle se a condição da postura do trabalho está boa, em alerta ou perigosa. Ainda, Portugal (2008), afirma que costumasse ordenar os postos de trabalho em uma escala de maior ou menor necessidade de intervir preventivamente, adequando e corrigindo os diversos elementos do posto de trabalho. Para isto, pode ser utilizada a analogia com as cores do semáforo, por ser uma linguagem global e de fácil compreensão. A Tabela 4 define, por cores, o grau de risco de uma lesão musculoesquelética relacionada ao trabalho (LMERT) e a urgência da ação a ser tomada.

Tabela 4 – Processo de hierarquização do risco de LMERT

Cor	Risco	Ação
Verde	Reduzido	Manter em observação
Amarelo	Moderado	Intervenção necessária
Vermelho	Elevado	Intervenção urgente

Fonte: Portugal (2008).

Desta forma, com o intuito de criar o sistema ergonômico, mais precisamente o mapeamento postura, este capítulo apresenta o método utilizado para análise da postura, demonstrando as faixas e tempos de trabalho relacionados com os riscos ergonômicos. Após isto, exemplifica os dispositivos utilizados para controle dos membros propostos e como estão interligados e parametrizados.

4.1 MÉTODO UTILIZADO PARA ANÁLISE DE POSTURA

Diversos métodos de análise postural, explorados pelo subcapítulo 2.2, contribuem para a metodologia criada pelo presente trabalho. Foi dividido em três faixas de ângulos da postura humana específicos para cada membro do corpo. A primeira faixa contempla a condição de risco reduzido de problemas de saúde em virtude de a postura não estar forçando os músculos e tendões do corpo humano. As duas faixas seguintes possuem particularidades em relação ao tempo de trabalho, compreendidas no próximo sub tópico. Considera-se que o tronco, antebraço e pernas rotacionam em apenas um sentido devido à limitação das juntas que os compõe. O antebraço limita-se ao cotovelo e o giro do tronco é feito pela bacia, enquanto que o ângulo da perna é modificado pelo joelho. Todavia, o braço e pulso possuem maior liberdade de giro, em virtude das características das juntas ombro e pulso, que os compõe respectivamente. Para estes membros, consideram-se as faixas nos dois sentidos, conforme ilustração contida na tabela seguinte. Ainda, os valores das faixas seguem um padrão crescente com exceção da perna, explicada pela próxima subseção.

Tabela 5 – Faixas de análise postural de trabalho por membros do corpo

Membro	Faixa 1	Faixa 2	Faixa 3	Ilustração
Braço	0° à 45°	45° à 90°	≥ 90°	
Antebraço	0° à 60°	60° à 100°	≥ 100°	
Pulso	0°	0° à 15°	≥ 15°	
Tronco	0° à 20°	20° à 60°	≥ 60°	
Perna	0°	0° à 15°	≥ 15°	

Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

A ilustração do braço, antebraço e pulso são encontrados no método RULA (CARDOSO, 2006). Tais posturas são avaliadas conforme Tabelas 6, 7 e 8.

Tabela 6 – Valores de Critérios para Avaliação do Braço

Valor da avaliação	Descrição
1	20° de extensão até 20° de flexão
2	Para extensão maior do que 20° ou flexão entre 20 à 45°
3	Para Flexão de 45 à 90°
4	Para flexões de 90° ou superior

Fonte: McAtamney e Corlett (1993).

Tabela 7 – Valores de Critérios para Avaliação do Antebraço

Valor da avaliação	Descrição
1	Para flexão de 60 à 100°
2	Para flexões menores do que 60 ou maior do que 100°

Fonte: McAtamney e Corlett (1993).

Tabela 8 – Valores de Critérios para Avaliação do Pulso

Valor da avaliação	Descrição
1	Na posição neutra
2	Para flexão ou extensão entre 0 à 15°
3	Para flexão ou extensão superior à 15°

Fonte: McAtamney e Corlett (1993).

Com a análise do tronco, todavia, conclui-se qual a pontuação gerada para a atividade, dada de 1 a 4 (CAPELETTI, et. al., 2015). A Tabela 9 exemplifica a criticidade de cada nível. Já para o caso da perna, é definido pelo agachamento o qual inclui o ângulo entre a panturrilha e a coxa como menor do que 150° (KEYSERLING, et. al., 1992).

Tabela 9 – Valores de Critérios para Avaliação do Tronco

Nível 1 (1 ou 2 pontos): postura aceitável, se não for mantida ou repetida por longos períodos de tempo;
Nível 2 (3 ou 4 pontos): postura a investigar e poderão ser necessárias alterações;
Nível 3 (5 ou 6 pontos): postura a investigar e alterar rapidamente;
Nível 4 (7 pontos ou mais): postura a investigar e alterar urgentemente.

Fonte: Capeletti, et al. (2015).

4.2 TEMPOS CONFORME MEMBROS DO CORPO

Conforme explicado por Portugal (2008), em um ciclo de trabalho é importante variação dos esforços em um mesmo músculo, evitando ciclos curtos ou ciclos longos que exigem o mesmo esforço de certos músculos.

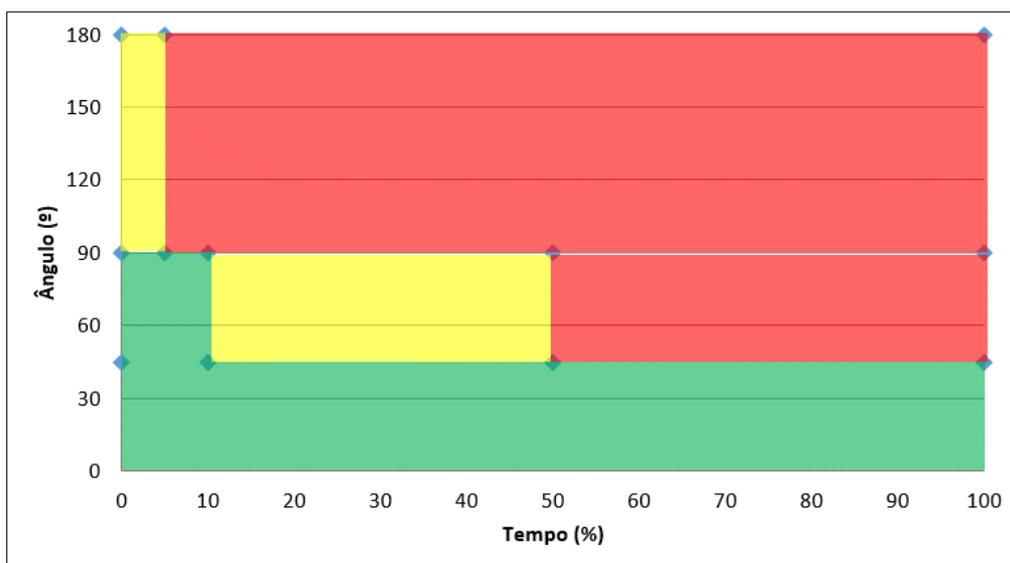
Para relacionar o tempo utilizado com o ângulo de trabalho de cada membro do corpo humano, baseou-se em diversas teorias encontradas no embasamento teórico deste trabalho,

além de aplicações práticas realizadas pelo próprio autor deste projeto (OTTO e CAMPOS, 2016; OTTO, CAMPOS e AURÉLIO, 2017a; OTTO, CAMPOS e AURÉLIO, 2017b; OTTO, CAMPOS e AURÉLIO, 2017c). O tempo é específico para cada operação utilizando a porcentagem de 0 a 100. As cores de cada gráfico representam a criticidade, sendo verde condição de risco reduzido, amarelo condição de risco moderado e vermelho considerado como elevado risco. Os pontos são marcados de acordo com as faixas da Tabela 5.

Importante ressaltar que o sinal de status é atualizado por faixa de ângulo. Caso esteja vermelho na faixa 2, continua vermelho apenas nesta faixa. A intenção é evitar o estresse no músculo por faixa de ângulo, contemplando os problemas por esforço estático.

É visto que o membro do braço possui uma faixa segura com giro de até 45°, conforme Figura 12. Acima disto, e abaixo de 90°, continua em condição segura com uso de até 10% do tempo de trabalho, passando ao estado de atenção em até 50% na mesma faixa de ângulo e, após este tempo, em zona de risco ergonômico. Caso o braço fique com ângulo acima de 90°, considera-se em zona de atenção até 5% do trabalho e, após, em alto risco. Acima de 180° não foi considerado, devido a limitação do movimento deste membro do corpo humano.

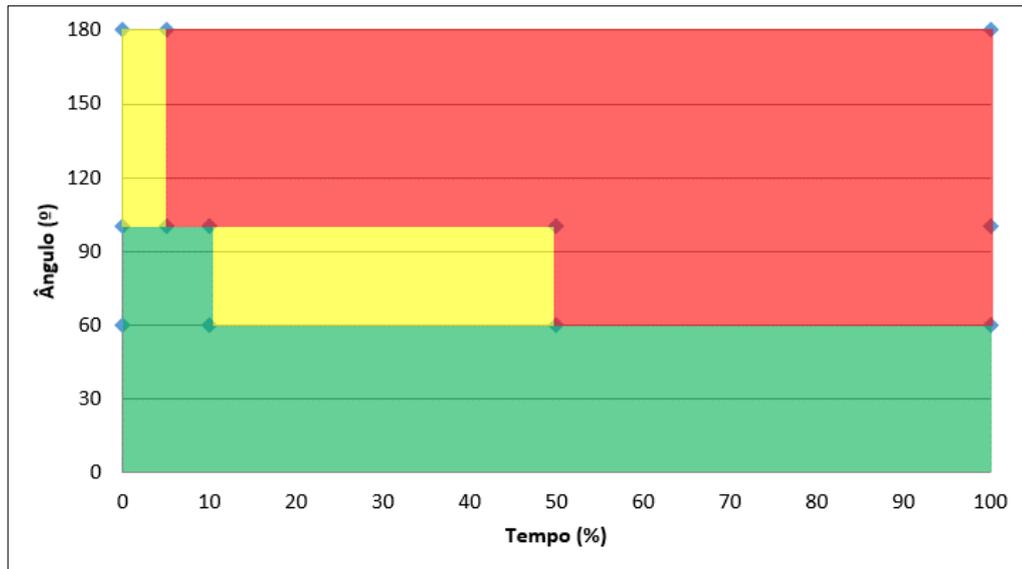
Figura 12 – Correlação do braço.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Para o antebraço, Figura 13, a faixa segura é giro de até 60°. Acima disto, e abaixo de 100°, continua na primeira faixa com uso de até 10% do tempo de ciclo do trabalho, passando ao estado de atenção em até 50% na mesma faixa de ângulo e, após este tempo, na terceira faixa. Caso este membro trabalhe com ângulo acima de 100°, considera-se em zona de atenção com até 5% do tempo e, após, em alto risco.

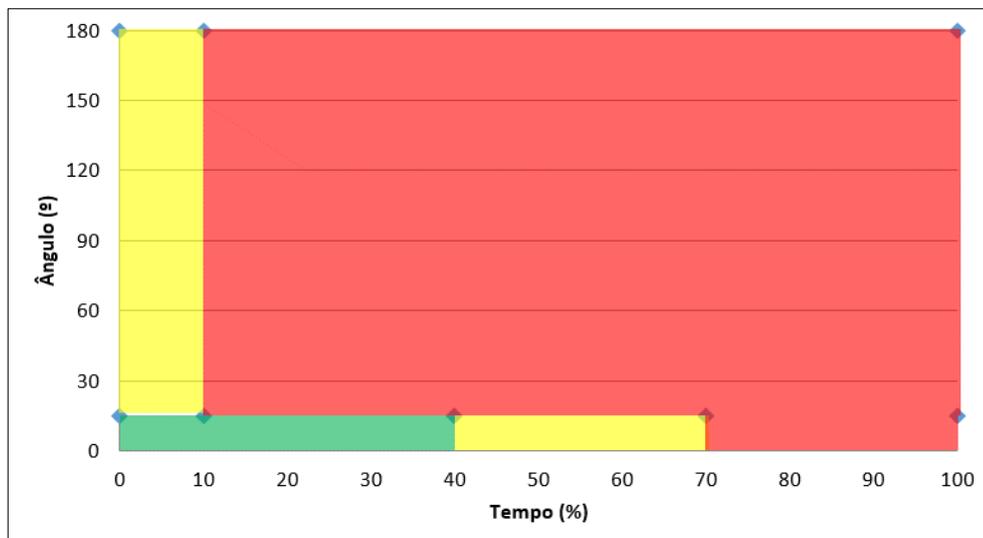
Figura 13 – Correlação do antebraço.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

O ângulo de conforto do pulso, representado na Figura 14, é em 0° apenas. Fora deste ângulo, até 15°, continua em condição segura até 40% do tempo, passando ao estado de atenção até 70% na mesma faixa. Caso este membro trabalhe com ângulo acima de 15°, considera-se em zona de atenção com até 10% do tempo e, após, em alto risco.

Figura 14 – Correlação do pulso.

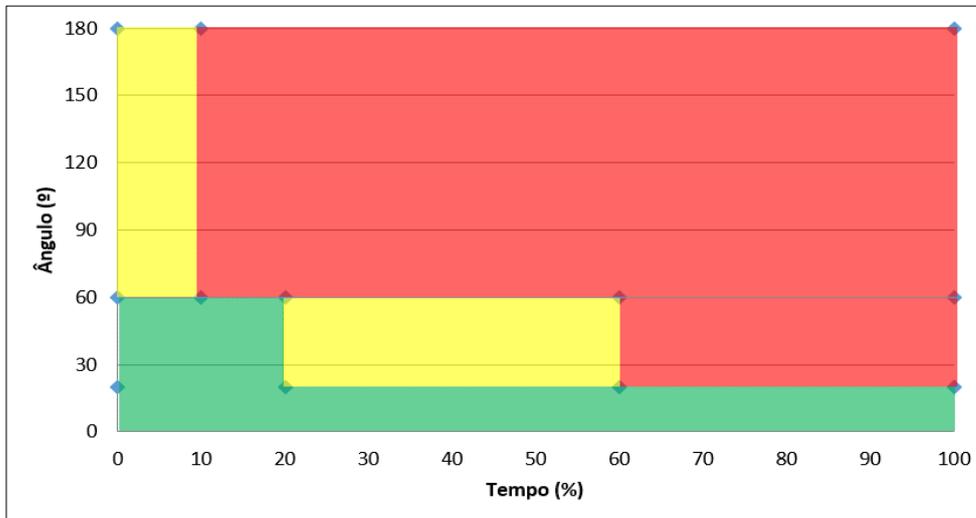


Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Para o membro do tronco, Figura 15, a faixa de giro segura é de até 20°. Acima disto, e abaixo de 60°, continua em condição segura com uso de até 20% do tempo de trabalho, passando ao estado de atenção em até 60% na mesma faixa de ângulo e, após este tempo, em

zona de risco ergonômico. Caso este membro trabalhe com ângulo acima de 60° , considera-se em zona de atenção com até 10% do tempo e, após, em alto risco.

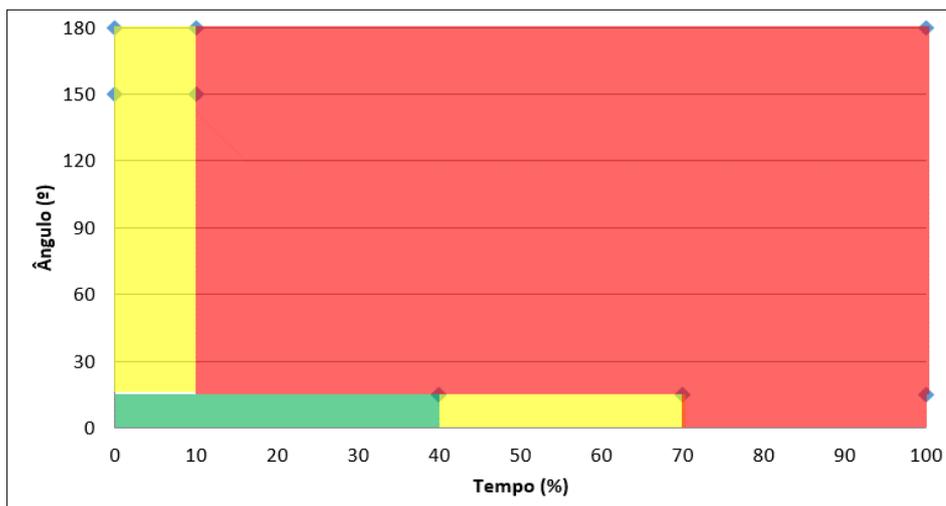
Figura 15 – Correlação do tronco.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Finalmente, a perna possui ângulo de conforto em 0° apenas, Figura 16. Fora deste ângulo, em até 15° de giro, continua em condição segura com uso de até 40% do tempo de trabalho, passando ao estado de atenção em até 70% na mesma faixa de ângulo e, após este tempo, em zona de risco ergonômico. Caso este membro trabalhe com ângulo acima de 15° , considera-se em zona de atenção com até 10% do tempo e, após, em alto risco. Acima de 180° não foi considerado, devido a limitação do movimento deste membro do corpo humano.

Figura 16 – Correlação da perna.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

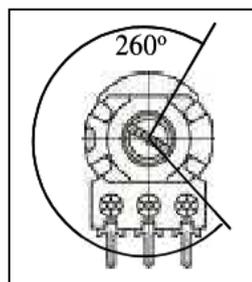
4.3 DISPOSITIVOS UTILIZADOS

O sistema é composto por sensores fixos ao corpo humano, determinado como parte do *hardware*, e por lógicas programadas em *softwares* de captura dos sinais enviados por estes dispositivos e efetuação de cálculos matemáticos. Estes sensores são de baixo custo, mensurados ao longo deste tópico, composto por acelerômetros, giroscópios, potenciômetro e sensor flex. Além disto, compõe do *hardware* o microprocessador Arduíno Nano e transmissores RF para comunicação wireless. O processamento de dados é realizado através de um microprocessador Arduíno UNO conectado a um computador, juntamente com o receptor RF para recebimento dos sinais dos sensores fixos no corpo.

4.3.1 Potenciômetro

Diversos modelos de potenciômetros estão disponíveis para aquisição no mercado (CUARELLI, 2013). Considerando as características do estudo, optou-se pelo potenciômetro de faixa de 10 k Ω conectado a 5 *Voltage common collector* (VCC), o qual permite 260° de rotação, visto na Figura 17. O valor de compra no mercado está em torno de R\$ 3,00 cada (FILIFELOP, 2017). Este dispositivo, por estar conectado a um microcontrolador de entrada analógica de 10 bits de resolução, possui uma faixa de 1024 valores (COSTA, 2007). Portanto, a calibração considera como parâmetro mínimo de 0V com valor de 0000 bits e parâmetro máximo de 5V atrelada ao valor de 1023 bits.

Figura 17 – Ângulo de trabalho do potenciômetro



Fonte: Cuarelli, 2013.

4.3.2 MPU-6050

O dispositivo MPU-6050 possui embutido giroscópio *Micro Electro Mechanical Systems* (MEMS), ou sistemas microeletromecânicos, de três eixos, acelerômetro MEMS de três eixos e processador digital de movimentos, além de um dado de temperatura (INVEN SENSE, 2011). Combina aceleração e movimento de rotação em um único dado de texto. O

valor de compra no mercado está em torno de R\$ 25,00 cada (FILIPEFLOP, 2017). Os dados de diferentes sensores podem estar combinados ou ser utilizados separadamente, (NIRMAL et. al., 1987). Trata-se de um chip de 1024 Byte de armazenamento contribuindo com consumo de energia pois permite ao processador ler o dado do sensor de maneira separada, ou “*in bursts*”.

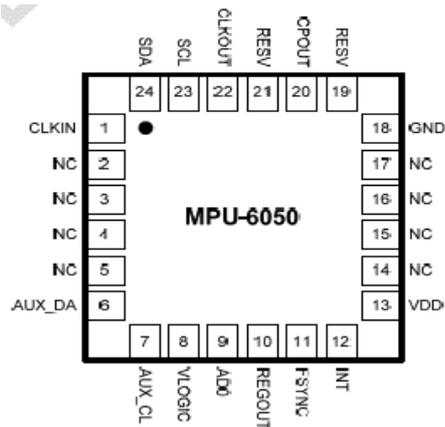
As características do módulo giroscópio incluem: saída digital dos eixos angulares X, Y e Z com programação do usuário de escala completa de +/-250, +/-500, +/-1000 e +/-2000°/s; sinal sincronizado externo conectado com o pino FSYNC para imagem, vídeo e sincronização GPS, *Global Positioning System*, ou sistema de posicionamento global; 16-bit *Analog-to-Digital Converters* (ADCs), ou Conversores Analógico para Digital integrado habilitando a amostragem simultânea de giroscópio; baixa frequência de ruído; corrente de operação de 3,6mA; corrente de espera de 5µA.

As características do módulo acelerômetro são: saída digital do acelerômetro de três eixos de escala completa de +/-2g, +/-4g, +/-8g e +/-16g; 16-bit ADCs integrado habilitando a amostragem simultânea do acelerômetro com multiplexador externo; operação normal de corrente de 500µA; corrente de energia baixa em 10µA em 1,25Hz (Hertz), 20µA em 5Hz, 60µA em 20Hz, 110µA em 40Hz; detecção e sinalização orientada; detecção no toque.

Este mecanismo possui diversas aplicações (INVEN SENSE, 2011):

- vídeo e estabilização de imagens em tecnologias BlurFree™;
- autenticação de segurança em tecnologias AirSig™;
- aplicação de controle e navegação “no touch” em tecnologia TouchAnywhere™;
- gestos rápidos em tecnologia MotionCommand™;
- aplicação framework e jogos com movimentos habilitados;
- reconhecimento de gestos instantâneos em tecnologias InstantGestures™ iG™;
- serviços baseados em localização e pontos de interesse;
- jogos portáteis;
- controladores de jogos de movimentos;
- controle remoto 3D para Internet conectados com Transmissão de televisão digital;
- sensores para segurança, saúde e esportes e;
- brinquedos.

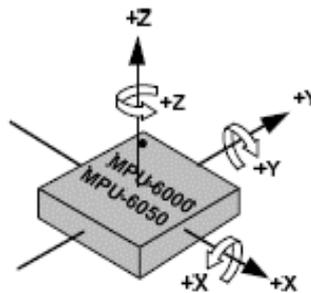
Figura 18 – Operação MPU-6050



Fonte: Inven Sense, 2011.

A Figura 19 apresenta a orientação dos eixos de sensibilidade e polaridade de rotação. A marcação em bola cheia (●) no lado esquerdo superior identifica a orientação dos eixos.

Figura 19 – Orientação de rotação dos eixos MPU-6050



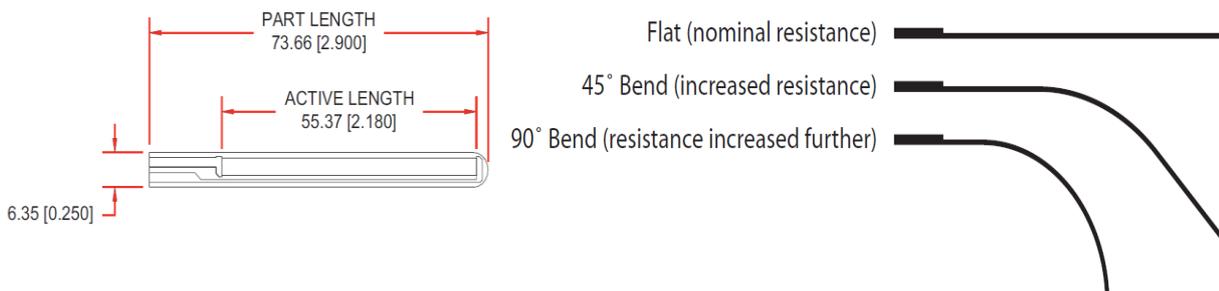
Fonte: Inven Sense, 2011.

Diante deste contexto, foi utilizado o acelerômetro possuindo 3 graus de liberdade para detecção do posicionamento instantâneo (BEISNER et. al., 2015). Os acelerômetros trabalham da mesma forma para os sistemas dos membros superiores e inferiores. São inicialmente calibrados para uma posição conhecida como marca zero. Após isto, o posicionamento do membro controlado altera os ângulos em cada eixo de cada acelerômetro, enviando um sinal ao processador o qual calcula e compara com o método criado para enviar o sinal de decisão de luzes do semáforo.

4.3.3 Sensor flex

O funcionamento do sensor flex, ou conhecido como sensor de força, está exemplificado pela figura abaixo, variando de acordo com sua flexão de trabalho (SPECTRA SYMBOL, 2017). Além disto, segue o diagrama dimensional para entendimento da sua captura de valores. É utilizado para a medição do deslocamento do ângulo e na flexão física de movimentos. É possível o uso na área da robótica, jogos para movimentos virtuais, dispositivos médicos, computadores periféricos, instrumentos musicais, terapias físicas.

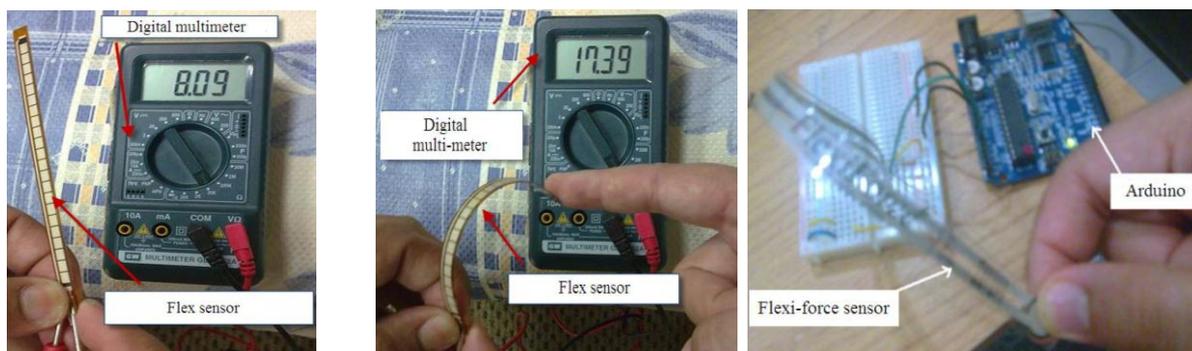
Figura 20 – Diagrama dimensional e trabalho do sensor flex



Fonte: Spectra Symbol, 2017.

No estudo de Ali et. al. (2011), o sensor flex 2.2 é fixado no corpo humano para detecção das flexões dos dedos. Com isso, o sinal analógico é transmitido para o conversor do microcontrolador para processamento de dados. Neste estudo, foram realizados experimentos focado nas características do sensor. Para isto, usou-se de um multímetro para monitoramento do valor da resistência emitida pelo sensor quando flexionado, Figura 21. Para isto, determinou-se as voltagens de valores analógicos para os ângulos 0°, 45° e 90°, para que estes principais ângulos indiquem em um monitor o progresso de movimentação de curvatura.

Figura 21 – Experimentos do sensor flex



Fonte: Ali et. al., 2011.

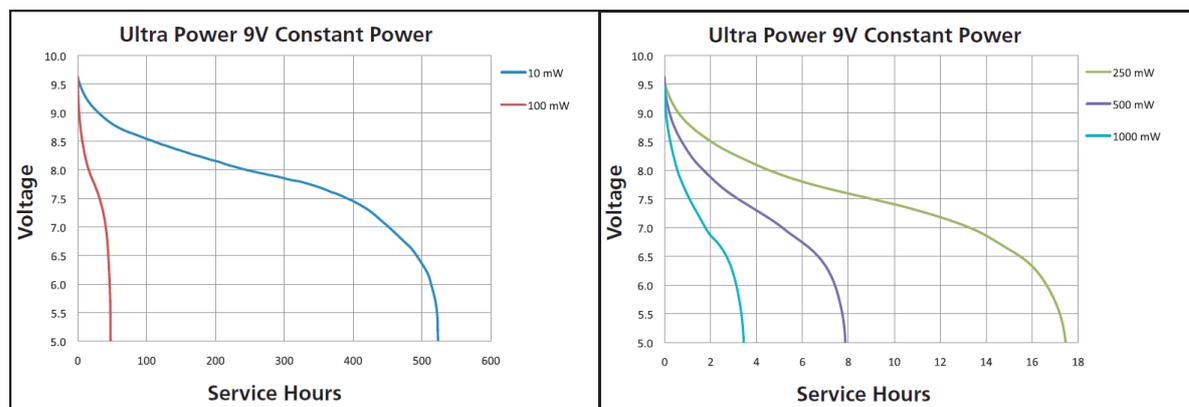
O princípio de operação deste sensor flex trabalha baseado na mudança da resistência do sensor (RHAMAN E JUMAILY, 2013). Como o sensor é flexível, a resistência aumenta, conforme exemplificado anteriormente. A sensibilidade da deflexão pode ser ajustada com o resistor “Rm”. Em alguns casos, sugere-se um amplificador a ser utilizado juntamente com este dispositivo, uma vez que a baixa corrente de polarização do amplificador diminui a imprecisão devido a impedância da fonte do sensor flexível como divisor de tensão.

Mapeando os dados analógicos, recebidos de 0 à 1023 unidades, converteu-se nos valores de voltagem, de 0 à 5 V. Seguindo esta solução, o presente estudo capta os movimentos de flexões do pulso com este modelo de sensor flexível. Os testes com multímetros, a relação entre ângulo e valores recebidos no Arduino e a correlação entre deflexão e voltagem, são válidos também para este trabalho. O valor de compra no mercado está em torno de R\$ 60,00 cada (FILIFELOP, 2017).

4.3.4 Bateria

A bateria utilizada no sistema foi do modelo prismático de voltagem 9V, dióxido alcalino magnésio possuindo diversos modelos disponíveis no mercado (DURACELL, 2017; ENERGIZER, 2017; RAYOVAC, 2017). A voltagem nominal é de 8,4V, mínima de descarga de 7V e máxima de 9,8V. A temperatura de operação recomendada para armazenamento de -20°C (graus Celsius) até 35°C, para descarga de -20°C até 50°C. A Figura 22 apresenta a durabilidade desta bateria, sendo que a vida útil pode durar ocorrer em até 500 horas de trabalho.

Figura 22 – Durabilidade da bateria 9V



Fonte: Duracell, 2017.

Foram medidos, com o mesmo equipamento de medição do sensor flex, o consumo da Voltagem e Amperagem para cada subsistema, de forma a obter-se a potência, conforme Fórmula 2. O consumo de tensão medida foi de 8,44V e de corrente em 49mA. Portanto, a curva de referência da Figura 20 é de 500mW (mili Watts), resultando em torno de 8h (horas) de uso. O valor de compra no mercado está em torno de R\$ 35,00 cada.

$$P = V * A \quad (2)$$

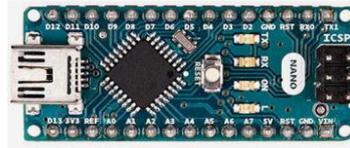
4.3.5 Módulo transmissor e receptor

O módulo transmissor e receptor utilizado é de 433 MHz (Mega hertz), modelo MX-FS-03V. Trata-se de um componente presente em diversas soluções de mercado, tais como comunicação RF, sistemas de alarmes, controle remoto, aquisição de dados e robótica em geral. Tensão de operação de 3,5-12V, taxa de transferência de 4 KB/s (quilobyte por segundo), potência de transmissão de 10 mW, dimensões de 19 x 19mm (milímetros) para o transmissor e de 30 x 14mm para o receptor. O alcance é de até 200 metros sem obstáculos. A antena foi feita intencionalmente em formato espiral, de forma a contribuir no envio e recebimento dos sinais (ELEKTOR, 2017). O valor de compra no mercado está em torno de R\$ 50,00 cada (FILIPEFLOP, 2017).

4.3.6 Microcontroladores

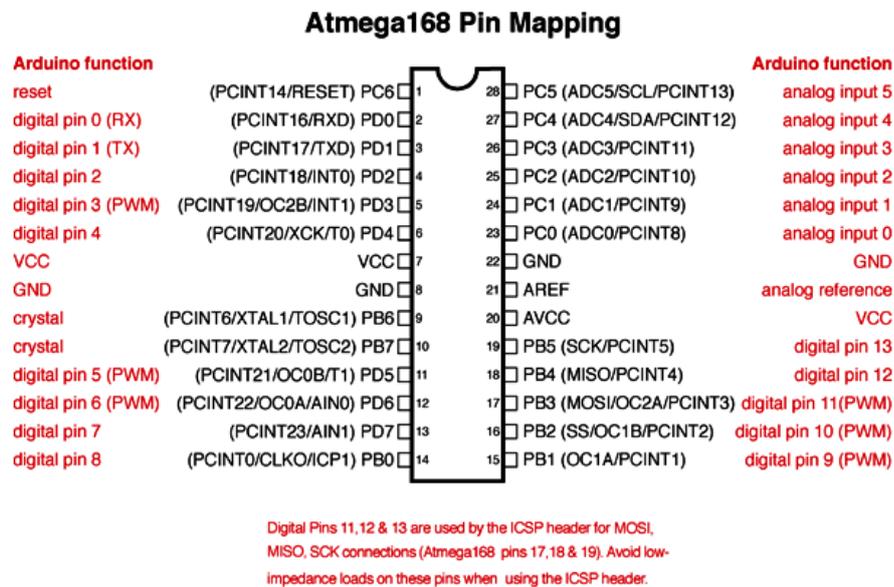
São utilizados dois microcontroladores fixados no corpo humano para captação dos conjuntos de membros superiores e membros inferiores, sendo um para cada conjunto, optando-se pelo modelo Arduino Nano (Arduino, 2017). O valor de compra no mercado está em torno de R\$ 50,00 cada (FILIPEFLOP, 2017). Trata-se de um dispositivo pequeno com aproximadamente 7g. Possui microcontrolador ATmega328, arquitetura AVR, operação de 5V, memória flash de 32 KB, SRAM de 2kg (quilograma), velocidade de 16MHz, possuindo 8 pinos analógicos I/O e 22 pinos digitais, corrente para cada pino de 40 mA, Voltagem de entrada de 7-12 V, consumo de energia de 19 mA. Pode ser energizado via conexão Mini-B *Universal Serial Bus* (USB), 6-20V de energia externa fornecida pelo pino 30, ou 5V de energia externa pelo pino 27.

Figura 23 – Arduino Nano



Fonte: Arduino, 2017.

Figura 24 – Mapeamento de pinos ATmega328



Fonte: Arduino, 2017.

O Arduino Nano pode ser programado com o software Arduino, disponível para download no site oficial (Arduino, 2017). Cada um dos 14 pinos digitais podem ser utilizados como entrada ou saída, através das funções `pinMode()`, `digitalWrite()`, e `digitalRead()`, operando em 5 volts. Cada pino pode fornecer ou receber um máximo de 40 mA, possuindo um resistor interno de 20-50 kOhms. Algumas funções adicionais são (Arduino, 2017):

- Serial: 0 (RX) para recebimento e 1 (TX) para transmissão por TTL data serial. Estes pinos estão conectados com os pinos correspondentes de FTDI USB-para-TTL chip serial.
- Interrupções externas: 2 e 3. Estes pinos podem ser configurados para enviar uma interrupção de baixo valor. Maiores informações podem ser consultados pela função `attachInterrupt()`.
- PWM: 3, 5, 6, 9, 10 e 11. Fornece 8-bit *Pulse Width Modulation* (PWM), ou modulação de largura do pulso, de saída com a função `analogWrite()`.

- SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). Estes pinos suportam comunicação SPI, *Serial Peripheral Interface*, ou interface periférica serial, contudo não estão incluídos na linguagem do Arduino.
- LED: 13. Quando o pino é de valor alto (HIGH), o LED é ligado, enquanto que é de valor baixo (LOW) o LED é desligado.
- I2C: 4 DAS, Documento de Arrecadação Simplificada, e 5 *Clock Line* (SCL) ou linha do tempo. Comunicação de suporte *Inter-Integrated Circuit* (I2C) ou circuito integrado, utilizando biblioteca *Wire*.
- Reset. Tipicamente utilizada em botão de reset para proteção da placa.

Assim como os microcontroladores fixados no corpo humano, o receptor central também é uma placa Arduino. Desta vez, utilizou-se do modelo Arduino UNO, o qual é baseado no microcontrolador ATmega328P (Arduino, 2017). O valor de compra no mercado está em torno de R\$ 50,00 cada (FILIFELOP, 2017). Possui 14 pinos digitais para entrada ou saída, no qual 6 podem ser utilizadas como saídas PWM, 6 entradas analógicas, um quartzo de cristal de 16 MHz, conexão USB, energia jack, um leitor ICSP e botão de reset. Conecta-se a um computador via USB ou cabo de energia com adaptação AC-para-DC ou uma bateria.

Figura 25 – Arduino Uno



Fonte: Arduino, 2017.

Possui microcontrolador ATmega328P, operação de 5V, voltagem de entrada recomendada de 7-12 V porém limitada de 6-20V, possuindo 6 pinos analógicos I/O e 14 pinos digitais, memória flash de 32kB, SRAM de 2 KB, velocidade de 16MHz, corrente para cada pino I/O de 20 mA, Além disto, sua dimensão é de 68,6 x 53,4 mm, com 25g de massa. O Uno possui 6 entradas analógicas, nomeadas de A0 à A5, no qual cada uma fornece 10 bits

de resolução, com 1024 valores diferentes, possibilitando alterar sua faixa utilizando o pino AREF e função `analogReference()`.

4.3.7 Softwares

O software, por sua vez, é composto por linguagem computacional, programado em C e *C plus plus* (C++) no Arduino e por diagrama de blocos no LabVIEW. O Arduino utiliza o meio IDE, *Integrated Development Environment*, ou ambiente de desenvolvimento integrado, *software* livre que permite a programação na placa Arduino, disponível para sistema Windows OS e Linux (ALI et. al., 2011). Estão disponíveis documentações sobre tutoriais e manuais na internet os quais podem facilmente serem tratados como problemas comuns (AMBAR, et. al., 2011).

O LabVIEW, por sua vez, trata-se de um ambiente gráfico para desenvolvimento de sistemas, criado especificamente para melhorar a produtividade de engenheiros e cientistas (NI, 2017). Este programa foi criado para interoperar com outros produtos de softwares. É baseado na linguagem de programação gráfica G, utilizando um modelo de fluxo de dados por meio de um layout visual, podendo ser utilizado como aquisição e análise de dados de medição, controle de instrumentos, sistemas embarcados de controle e monitoramento e sistemas automatizados de teste e validação (NI, 2017).

4.4 PARAMETRIZAÇÃO DOS DISPOSITIVOS

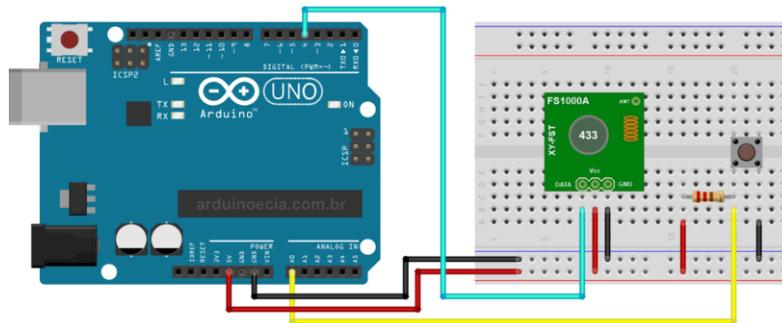
Buscou-se o conceito em dividir o sistema completo em dois subsistemas, devido ao corpo humano, visando a praticidade das operações. Deste modo, almeja-se o envio dos dados dos sensores do braço, antebraço e pulso em um subsistema, enquanto que o envio dos dados dos sensores da coxa, panturrilha e tronco seria lançado por outro subsistema independente.

4.4.1 Validação da comunicação sem fio

De forma a alcançar este objetivo, inicialmente foi testado o transmissor e receptor entre os microcontroladores fixados no corpo humano com o centralizado conectado ao computador. O intuito é certificar o funcionamento da comunicação sem fio. Seguiu-se o mesmo teste realizado por um grupo de pesquisas relacionados ao Arduino (ARDUINOECIA, 2017). Foi utilizado os seguintes dispositivos: 2 placas Arduino, 1 módulo RF 433 MHz Transmissor, 1 módulo RF 433 MHz Receptor, 1 botão de acionamento, 1 Led, 1 resistor de 220 ohms para o botão e 1 resistor de 470 ohms para o led.

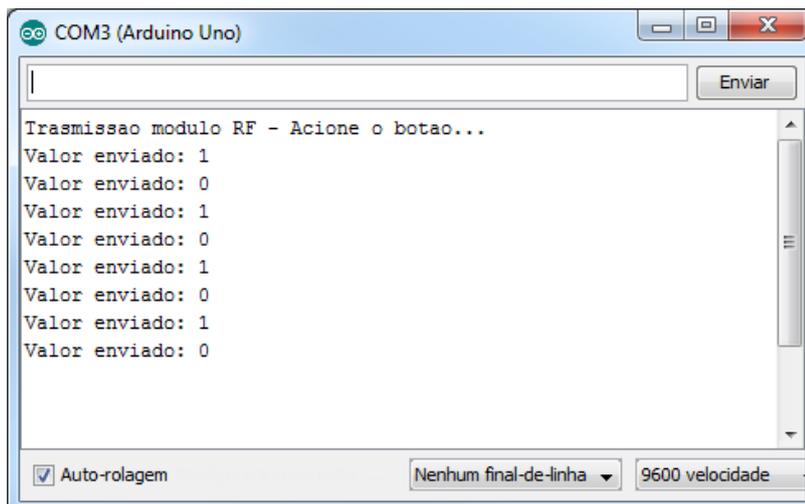
O circuito transmissor, Figura 26, tem alimentação de 5V, sendo o pino DATA do módulo RF conectado ao pino digital 4 do Arduino e o botão alocado no pino analógico A0. Quanto ao programa, Anexo B, é verificado se o botão foi pressionado, invertendo o valor da variável estado (0 ou 1) para string, enviando esse valor para o módulo transmissor RF. De forma a verificar o funcionamento do circuito, o monitor serial é aberto checando se o estado do botão está sendo alterado durante a execução do programa, conforme Figura 27.

Figura 26 – Esquema do circuito transmissor RF 433 MHz



Fonte: Arduinoecia, 2017.

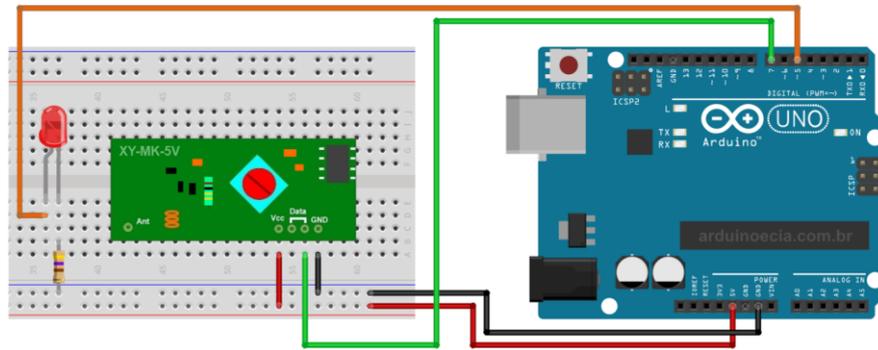
Figura 27 – Monitor serial do circuito transmissor



Fonte: Arduinoecia, 2017.

Para o circuito receptor, todavia, também é feita alimentação por meio do pino de 5V do Arduino, energizado por uma bateria. O receptor possui 2 pinos de dados, sendo 1 utilizado para ligação no Arduino através da porta 7. O led, ligado à porta 5, deve ligar ou desligar conforme os comandos de enviados pelo Arduino transmissor.

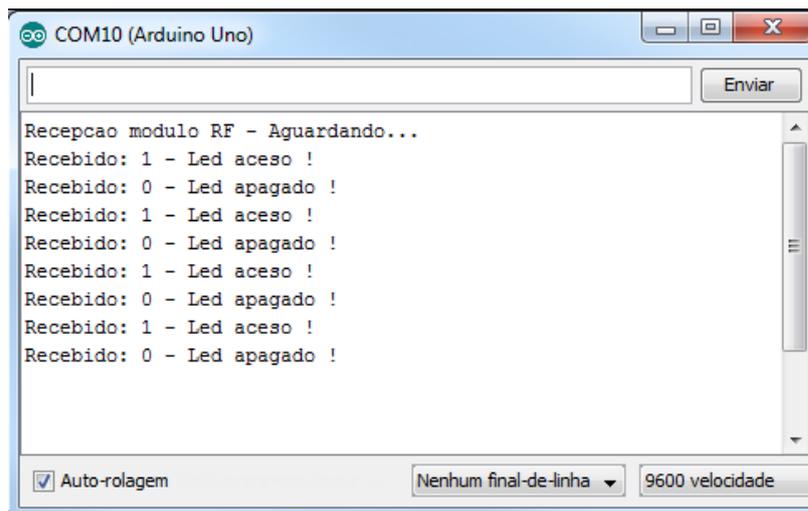
Figura 28 – Esquema do circuito receptor RF 433 MHz



Fonte: Arduinoecia, 2017.

O programa do receptor, anexo C, recebe do transmissor o valor 0 ou 1 em formato string, converte esse valor para inteiro (int) e aciona a porta 5, ligando ou desligando o led, conectado à protoboard. Para acompanhar os resultados da recepção dos dados, o monitor serial altera informações sobre o valor recebido e o estado do led, conforme Figura 29.

Figura 29 – Monitor serial do circuito receptor



Fonte: Arduinoecia, 2017.

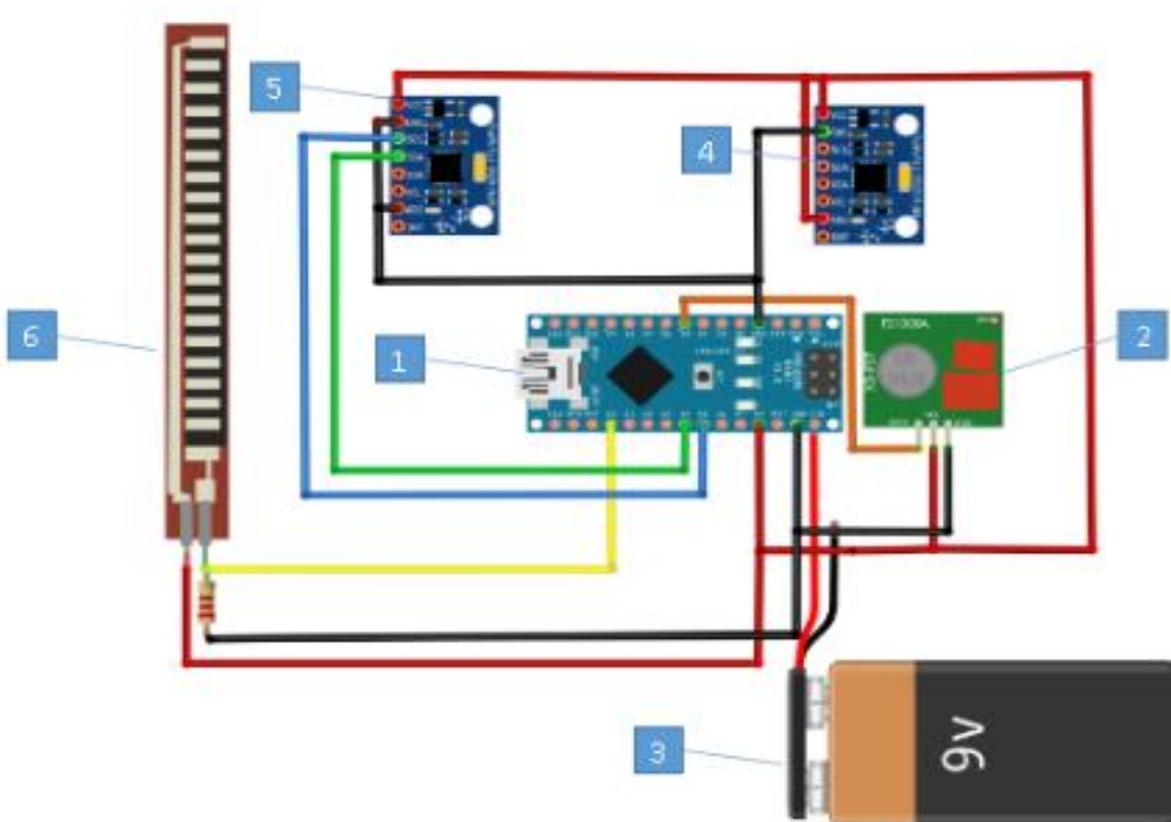
4.4.2 Divisão do sistema fixo ao corpo em subsistemas

Após esta certificação dos sinais enviados e recebidos dividiu-se, portanto, o sistema ergonômico em dois, evitando cabos de ligação de comprimentos maiores de 1 metro, como seria o caso da ligação do pulso até o tronco. Desta forma, criou-se um subsistema para o pulso, braço e antebraço, denominado como subsistema ergonômico para membros superiores, e um subsistema para o tronco e pernas, denominado como subsistema ergonômico para membros inferiores.

Os dispositivos utilizados foram interligados conforme figuras a seguir:

1. microcontrolador Arduino Nano;
2. transmissor 433 MHz;
3. bateria de 9V;
4. acelerômetro MPU-6050 fixo ao braço ou à panturrilha;
5. acelerômetro MPU-6050 fixo ao antebraço ou à coxa e;
6. sensor flexível 2.2 polegadas fixo ao pulso ou Potenciômetro de 10 k Ω fixo ao tronco

Figura 30 – Subsistema ergonômico para membros superiores

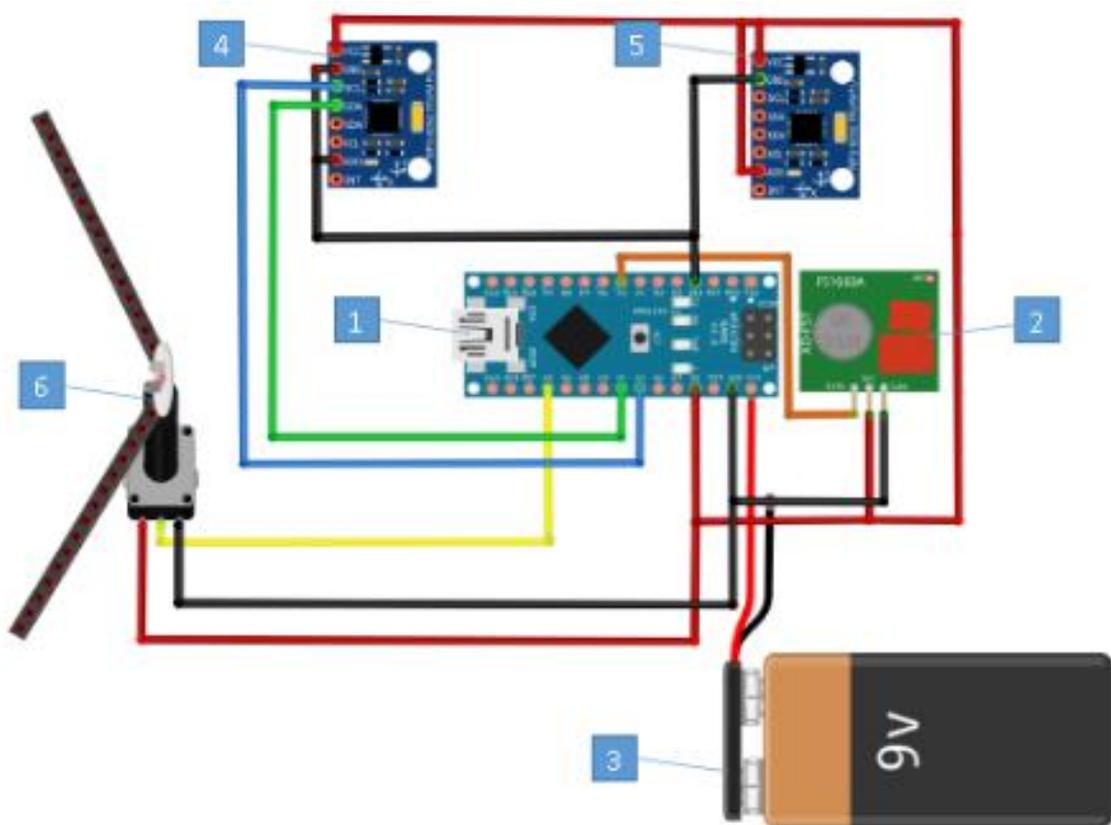


Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

A representação gráfica de todo o endereçamento dos dispositivos está representada na Figura 32. O sensor flex está conectado com a porta A0 do Arduino Nano com um resistor acoplado e na porta 5V. No mesmo endereço de entrada, em uma segunda placa, está conectado o potenciômetro. Os dois acelerômetros, de cada subsistema, estão ligados em paralelo, nas mesmas portas do micro controlador, nos pinos A4 e A5 da porta I2C do Arduino, com a diferença em que o acelerômetro que fica na placa possui o endereço 0x69, por possuir o pino de endereços ligado ao 5V, enquanto que o outro acelerômetro fica ligado

no endereço padrão de 0x68. O transmissor RF, de cada subsistema, encontra-se conectado ao pino digital 5. Quanto à bateria de 9V, está alimentado no pino VIN, além da ligação terra, GND.

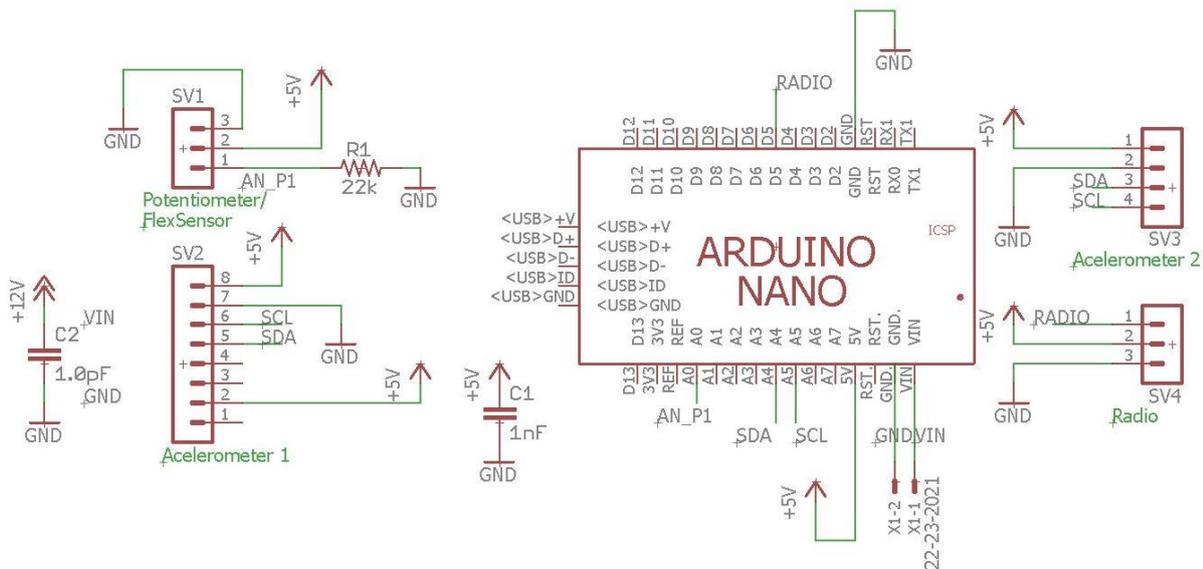
Figura 31 – Subsistema ergonômico para membros inferiores



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Para o módulo central, também presente no endereçamento da Figura 32, utilizou-se dos seguintes dispositivos: um Microcontrolador Arduino UNO, um Receptor 433 MHz RF e um computador que recebe a lógica do programa, além da interface gráfica com o usuário. O RF está conectado na porta 5 do Arduino sendo que este, via cabo USB, está conectado com o computador.

Figura 32 – Subsistema ergonômico para membros inferiores



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

4.4.3 Correlação dos ângulos com os sinais enviados

De forma a relacionar o sinal enviado por cada dispositivo com o ângulo de giro do corpo humano, baseado no método definido no subcapítulo 4.1, simulou-se cada dispositivo individualizado e, através do monitor serial do software do Arduino, verificou-se os dados, conforme Figuras 33, 34, 35, 36, 37 e 38 correspondendo, respectivamente, aos membros do tronco, panturrilha, coxa, braço, antebraço e pulso.

Para o potenciômetro, relacionou-se as unidades de medida enviadas, em Ohms, com o ângulo de giro do tronco, dividindo a programação do módulo da perna a enviar somente este dispositivo. Nota-se que os ângulos da faixa 1 está compreendido entre -10° e 65° , a faixa dois entre 65° e 90° e a faixa três acima de 90° . É importante ressaltar que estes ângulos são apenas o sinal enviado pelo potenciômetro, θ_3 da fórmula contida no próximo subcapítulo o qual defino o ângulo final do tronco.

Figura 33 – Correlação para o tronco: sinal enviado e ângulo correspondente

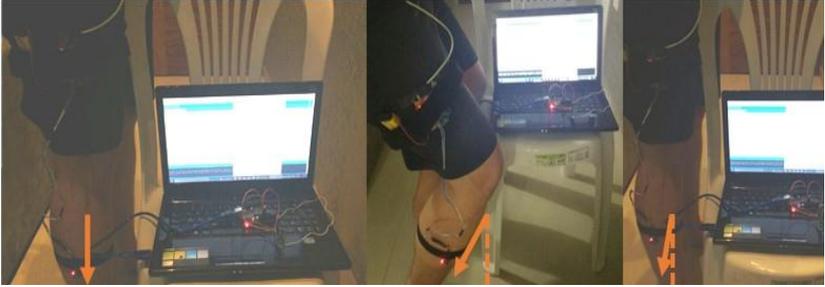
Faixas	Método	Faixa do Tronco
1	0° à 20°	-10 à 65 Ohms
2	20° à 60°	65 à 95 Ohms
3	60° à 180°	90 à 250 Ohms

Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Para os sinais da panturrilha e da coxa, Figuras 34 e 35, relacionou-se o ângulo Z com a posição de repouso do corpo humano. Também foi dividida a programação do módulo da perna a enviar somente o sinal deste dispositivo. Novamente, ressalta-se que este ângulo é unicamente relacionado à panturrilha e coxa, sendo necessário, portanto, calcular o ângulo final da perna através da fórmula apresentada pelo próximo subcapítulo.

Figura 34 – Correlação para a panturrilha: posição de montagem e ângulo correspondente

Faixas	Método	Faixa da Pant.
1	0°	180°
2	0° à 15°	180° à 195°
3	15° à 180°	195° à 360°



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Figura 35 – Correlação para a coxa: posição de montagem e ângulo correspondente

Faixas	Método	Faixa da Coxa
1	0°	270°
2	0° à 15°	270° à 255°
3	15° à 180°	255° à 90°



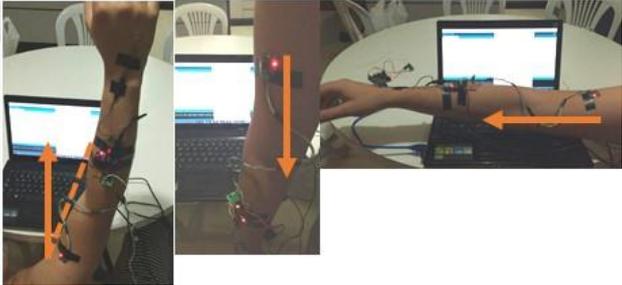
Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Para os sinais do braço, Figura 36, relacionou-se os ângulos Y e Z com a posição de repouso do corpo humano. Foi necessário incorporar ambos os ângulos, devido ao grau de liberdade de giro deste membro. Com a programação do módulo do braço programado para enviar somente o sinal deste dispositivo, nota-se, através do módulo serial do Arduino, as faixas de ângulos. Quanto aos sinais do antebraço, Figura 37, a parametrização é similar, considerando, contudo, os ângulos X e Z devido a posição de montagem deste dispositivo no corpo.

Finalmente, para relacionar o sinal enviado do pulso, simulou-se o sensor flex conforme Figura 38. São apresentados os dados para cada torção deste dispositivo, compreendendo as faixas de ângulos do método ergonômico relacionadas com a faixa de envio de sinal.

Figura 36 – Correlação para o braço: posição de montagem e ângulo correspondente

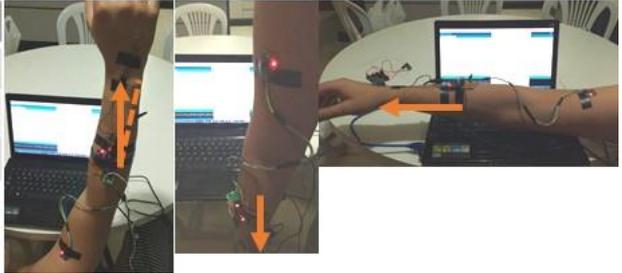
Faixas	Método	Faixa o Braço
1	0° à 45°	90° à 45°
2	45° à 90°	45° à 0°
3	90° à 180°	360° à 270°



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Figura 37 – Correlação para o antebraço: posição de montagem e ângulo correspondente

Faixas	Método	Faixa o Anteb.
1	0° à 60°	90° à 30°
2	60° à 100°	30° à 350°
3	100° à 180°	350° à 270°



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Figura 38 – Correlação para o pulso: sinal enviado e ângulo correspondente

Faixas	Método	Faixa do Pulso
1	0°	130 à 140 Ohms
2	0° à 15°	130 à 90 ou 140 à 150 Ohms
3	15° à 180°	<= 90 ou >= 150 Ohms



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

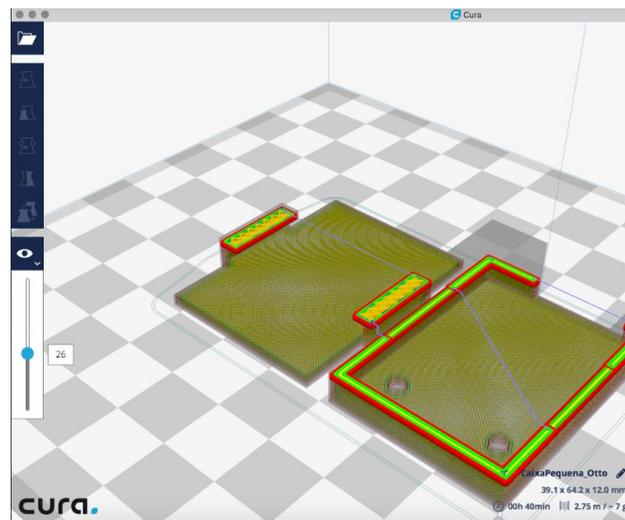
4.4.4 Dispositivos de fixação no corpo

Os dispositivos de fixação foram concebidos para fixar todo o hardware de transmissão no corpo humano, apresentados a seguir, foram desenvolvidos pelo software Autocad, transferidos ao software Cura e fabricados por meio de impressora 3D. A matéria prima utilizada é de material ABS. O preço de custo aproximado para cada peça é de R\$ 60,00, considerando o material, tempo de impressão 3D e projeto.

As impressoras 3D tem como fundamento básico a extrusão plástica e deposição em camadas, sendo que a ferramenta é um extrusor plástico (AZEVEDO, 2013). É composta por

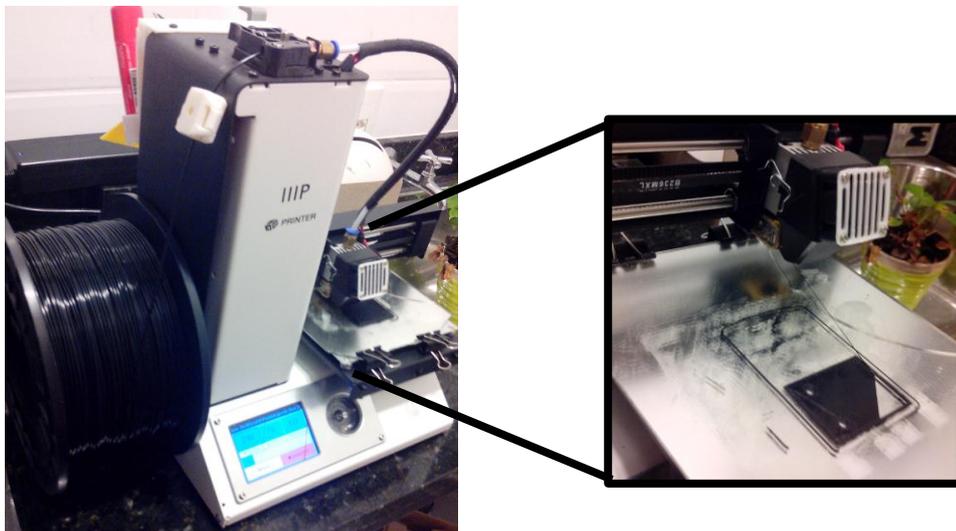
uma mesa que desliza sobre um eixo Y, um bico extrusor que desliza sobre um eixo X e uma altura regulada, quando necessário, em um terceiro eixo Z. Tais eixos são movimentados por motores de passo, controlados por um circuito eletrônico integrado, o qual também controla a temperatura da mesa e do bico. O formato do projeto é em formato “.stl” (STereoLithography), compatível com ferramentas de CAD. Este formato descreve as superfícies de um objeto, através dos vértices que compõem cada uma de suas faces, criado pelo grupo Albert-Battaglin Consulting (RAPIDTODAY, 2017).

Figura 39 – Software Cura para impressão 3D



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

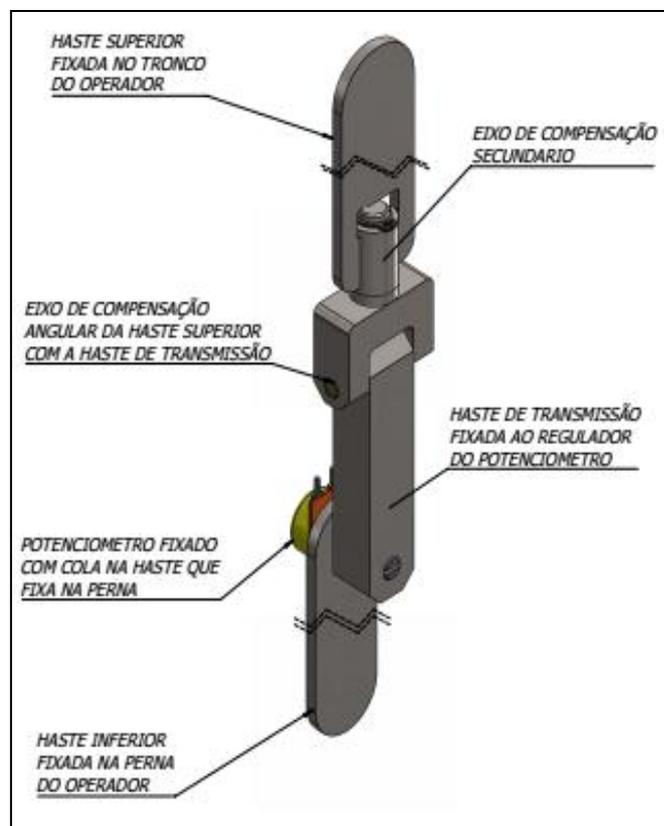
Figura 40 – Impressão 3D dos dispositivos de fixação



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Para fixar o potenciômetro no corpo humano, todavia, foi desenvolvido um dispositivo pelo *software* Autocad. A haste inferior é fixa na coxa, visto pela Figura 41, e a haste superior deve ser fixa no tronco do usuário através de velcros. O material utilizado é de acrílico, e os cortes necessários para fabricação dos dispositivos foram feitos a laser. O potenciômetro, acoplado neste dispositivo, é posicionado de acordo com a captação do movimento de inclinação do tronco humano. Os eixos de compensação são utilizados para captação do potenciômetro apenas no eixo de fixação do mesmo, sendo os outros dois movimentos de rotação apenas auxiliares ao corpo humano, sem influenciar nos valores enviados pelo potenciômetro. O preço de custo aproximado é de R\$ 100,00, considerando o material, tempo de uso da máquina de corte e projeto.

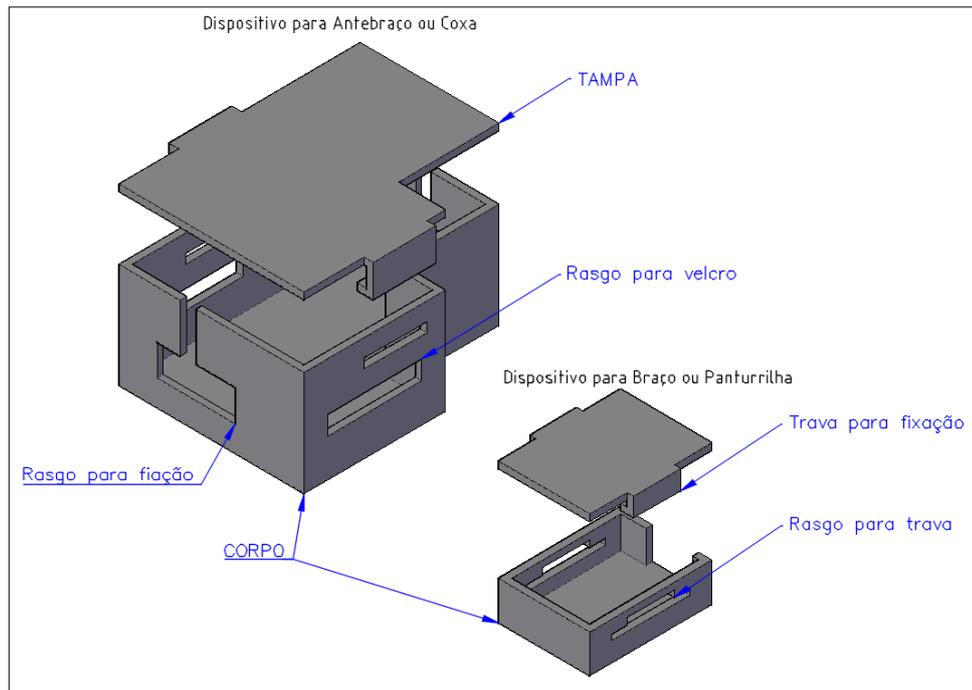
Figura 41 – Dispositivo de fixação no corpo para medição do tronco



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Para fixar o acelerômetro de medição do braço e da panturrilha, foi desenvolvida uma caixa para impressão em 3D, conforme Figura 42. Quanto à fixação dos acelerômetros do antebraço e da coxa, desenvolveu-se outra caixa, de maior tamanho, demonstrada nesta figura.

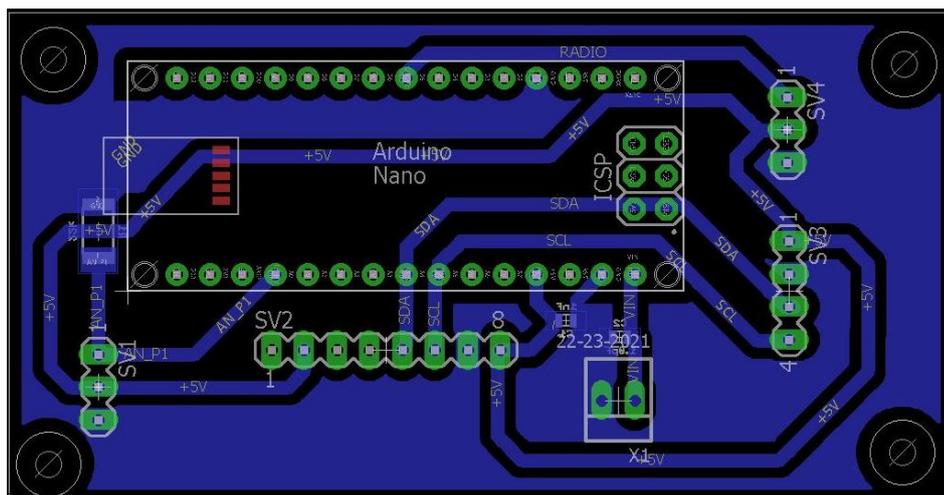
Figura 42 – Dispositivos de fixação no corpo para medição do braço ou panturrilha e antebraço ou coxa



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Conforme visto, a caixa para os membros do pulso e da coxa são maiores, pois foi projetada para manter o acelerômetro junto com a placa Arduino Nano e transmissor RF, além da bateria 9V. Afim de evitar perdas de comunicação devido rompimento de fios, ou mesmo mal contatos, foi feito um sistema similar à placa de circuito impresso, existente no mercado. Buscou-se, como resultado, o layout da placa de circuito da Figura 43.

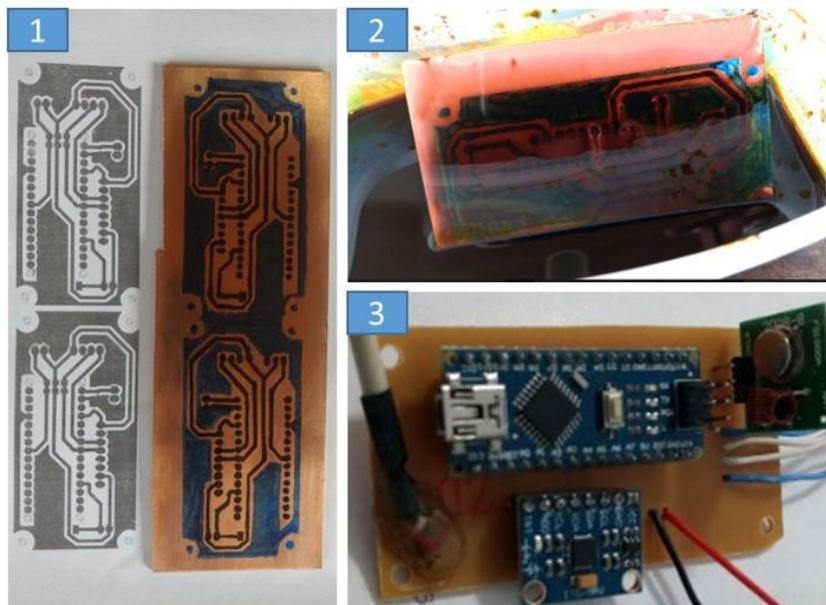
Figura 43 – Layout da placa de circuito



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Para tanto, foi utilizada uma placa de fenolite, com uma camada de 1 onça de cobre. Inicialmente criou-se um layout das trilhas, conforme entradas de comunicação dos dispositivos, e planos no computador, no software de CAD eletrônico. Em seguida, foi impresso em um papel com baixo coeficiente de atrito, bem liso. Neste caso, utilizou-se do verso de um papel adesivo. É feita a transferência desse desenho para o cobre utilizando o calor. Para este projeto usou-se um ferro de passar. Com isto, é corroído as áreas sem tinta do cobre, através de uma solução de percloroeto de ferro $FeCl_3$. Após isto, é removido o excesso de líquido com um pano e passado uma palha de aço para remover a tinta. A Figura 44 apresenta alguma dessas etapas para confecção da placa.

Figura 44 – (1) Design e impressão do layout. (2) Corrosão da placa de cobre. (3) Montagem dos dispositivos



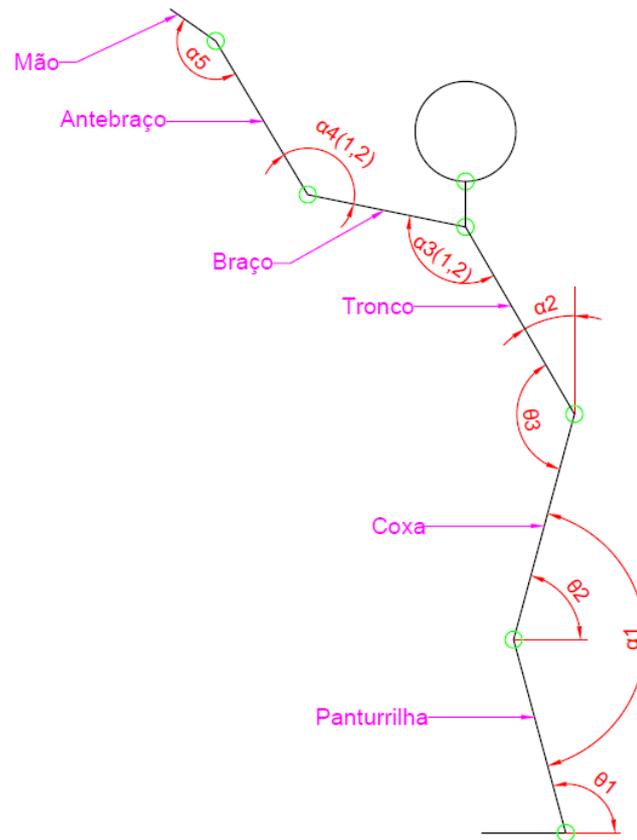
Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Quanto ao sensor flex, a fixação foi planejada na colagem simples por fita, uma vez que os sinais são enviados via torção deste dispositivo. Neste caso, a intenção é buscar o contato direto com o pulso. Outra solução seria o uso de uma luva, contudo isto está atrelado com a atividade a ser executada, verificando a possibilidade do uso da luva.

4.4.5 Ângulos vinculados

Os ângulos vinculados para os subsistemas estão apresentados pela Figura 45. Há destaque para cada junta, demarcado em verde. Os ângulos θ são em relação à horizontal, enquanto que os ângulos α estão representados em relação à vertical.

Figura 45 – Definição dos ângulos dos membros considerados



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Para o subsistema dos membros inferiores, são considerados os dados recebidos dos acelerômetros fixados na panturrilha “ θ_1 ”, na coxa “ θ_2 ” e no tronco “ θ_3 ”. Com estes dados, permite encontrar os ângulos utilizados para a perna e, para o tronco, conforme Fórmulas 3 e 4, representados, respectivamente, por “ α_1 ” e “ α_2 ”.

$$\alpha_1 = (180 - \theta_1) + \theta_2 \quad (3)$$

$$\alpha_2 = 90 - (\theta_3 - \theta_2) \quad (4)$$

Para o subsistema do módulo dos membros superiores consideram-se, nesta mesma Figura 44, as Fórmulas 5, 6, 7, 8 e 9. Além disto, consideram-se a resolução contida nos Apêndices B, C, D e E. O pulso é representado por “ α_5 ”, enquanto que “ α_{41} ” e “ α_{42} ” representam os ângulos em torno do membro do antebraço os quais correspondem, respectivamente, ao movimento em relação ao eixo X e Z. Para os ângulos em torno do membro braço, consideram-se “ α_{31} ” e “ α_{32} ”, correspondendo respectivamente aos eixos de

rotação em torno de Y e em torno de Z. A subtração em “ π ” é para manter o range de 0 à 180° e a inserção do “abs” significa que, independente do giro destes membros serem positivo ou negativo, manterá o valor do módulo do ângulo. Além disto, as fórmulas 3 e 4 estão contidas nos programas.

$$\alpha 5 = \text{abs}(\text{map}(\text{sensorValue}, 175, 70, 125, 235) - \pi) \quad (5)$$

$$\alpha 41 = \text{abs}\left(\text{RAD}_{\text{TO}_{\text{DEG}}} * \left(\text{atan2}(-y\text{Ang1}, -z\text{Ang1}) + \pi\right) - \left(\frac{\pi}{2}\right)\right) \quad (6)$$

$$\alpha 42 = \text{abs}\left(\text{RAD}_{\text{TO}_{\text{DEG}}} * \left(\text{atan2}(-y\text{Ang1}, -z\text{Ang1}) + \pi\right) - \left(\frac{\pi}{2}\right)\right) \quad (7)$$

$$\alpha 31 = \text{abs}\left(\text{RAD}_{\text{TO}_{\text{DEG}}} * \left(\text{atan2}(-x\text{Ang2}, -z\text{Ang2}) + \pi\right) - \left(\frac{\pi}{2}\right)\right) \quad (8)$$

$$\alpha 32 = \text{abs}\left(\text{RAD}_{\text{TO}_{\text{DEG}}} * \left(\text{atan2}(-y\text{Ang2}, -z\text{Ang2}) + \pi\right) - \left(\frac{\pi}{2}\right)\right) \quad (9)$$

4.4.6 Softwares de cálculos matemáticos

Para programar os microcontroladores Arduino utilizou-se de um cabo USB conectado ao computador com um ambiente de desenvolvimento integrado disponível (ARDUINO, 2017). A placa central, uma vez conectada ao computador, recebe os dados recebidos no receptor via RF dos transmissores. Foi criado três programas, sendo um para o módulo dos membros inferiores, outro para o módulo dos membros superiores e um terceiro para o módulo central, conforme Apêndices. Inicialmente inseriu-se toda a lógica de tempos na programação em linguagem C e C++, conforme visto nos Apêndices B e C. Para definição de entrada em cada faixa, foi inserida no código através da lógica “if”. Para envio dos sinais em A, B, C, D e E, seguiu-se conforme lógica final, do “Serial.print”.

O programa dos membros superiores consiste no envio dos dados via dispositivo transmissor para o módulo central. Para isto, são incorporados os dados dos acelerômetros do braço e antebraço, além do sensor flexível do pulso. O sinal do pulso foi nomeado como texto “A”, os ângulos X e Z do antebraço, respectivamente, como texto “B” e “C” e os ângulos respectivos Y e Z do braço como texto “D” e “E”. Além disto, com a correlação criada no sub

tópico anterior 4.4.3 dos bits enviados, é inserido no código os valores mínimo e máximo de leitura do sensor flex.

No início do código define-se as faixas de tempo para cada um dos cinco sinais enviados, sendo que no campo “gerenciamento do tempo” é inserido as porcentagens dos tempos a ser atingida para cada faixa de trabalho, correspondente com cada membro do corpo humano. As Fórmulas 10 à 29 expressam as duas faixas de riscos para cada membro, sendo que a variável “takt” trata-se do tempo de ciclo da operação.

$$\text{minFaixa1Fist} = \text{int}(0.4 * \text{takt}) \quad (10)$$

$$\text{maxFaixa1Fist} = \text{int}(0.7 * \text{takt}) \quad (11)$$

$$\text{minFaixa2Fist} = 0 \quad (12)$$

$$\text{maxFaixa2Fist} = \text{int}(0.1 * \text{takt}) \quad (13)$$

$$\text{minFaixa1XAntBraco} = \text{int}(0.1 * \text{takt}) \quad (14)$$

$$\text{maxFaixa1XAntBraco} = \text{int}(0.5 * \text{takt}) \quad (15)$$

$$\text{minFaixa2XAntBraco} = 0 \quad (16)$$

$$\text{maxFaixa2XAntBraco} = \text{int}(0.05 * \text{takt}) \quad (17)$$

$$\text{minFaixa1ZAntBraco} = \text{int}(0.1 * \text{takt}) \quad (18)$$

$$\text{maxFaixa1ZAntBraco} = \text{int}(0.5 * \text{takt}) \quad (19)$$

$$\text{minFaixa2ZAntBraco} = 0 \quad (20)$$

$$\text{maxFaixa2ZAntBraco} = \text{int}(0.05 * \text{takt}) \quad (21)$$

$$\text{minFaixa1YBraco} = \text{int}(0.1 * \text{takt}) \quad (22)$$

$$\text{maxFaixa1YBraco} = \text{int}(0.5 * \text{takt}) \quad (23)$$

$$\text{minFaixa2YBraco} = 0 \quad (24)$$

$$\text{maxFaixa2YBraco} = \text{int}(0.05 * \text{takt}) \quad (25)$$

$$\text{minFaixa1ZBraco} = \text{int}(0.1 * \text{takt}) \quad (26)$$

$$\text{maxFaixa1ZBraco} = \text{int}(0.5 * \text{takt}) \quad (27)$$

$$\text{minFaixa2ZBraco} = 0 \quad (28)$$

$$\text{maxFaixa2ZBraco} = \text{int}(0.05 * \text{takt}) \quad (29)$$

O programa dos membros inferiores, por sua vez, também consiste no envio dos dados via dispositivo transmissor, sem fio, para o módulo central. Deste modo, são incorporados os dados dos acelerômetros da coxa e panturrilha, além do potenciômetro do tronco. O sinal do potenciômetro foi numerado com o texto “F”, resultante da Fórmula 4, e o ângulo da perna, resultante da Fórmula 3, como “G”. Além disto, com a correlação criada no sub tópico anterior 4.4.3 dos bits enviados, é inserido no código os valores mínimo e máximo de leitura do potenciômetro.

Novamente, no início do código define-se as faixas de tempo para cada um dos três sinais enviados, inserindo as porcentagens dos tempos a ser atingida para cada faixa de trabalho. Para definição de entrada em cada faixa, foi inserida no código através da lógica “if”. Para envio dos sinais em F e G, seguiu-se conforme lógica final, do “Serial.print”. As Fórmulas 30 à 37 expressam as duas faixas de riscos para cada membro inferior.

$$\text{minFaixa1Trunk} = \text{int}(0.2 * \text{takt}) \quad (30)$$

$$\text{maxFaixa1Trunk} = \text{int}(0.6 * \text{takt}) \quad (31)$$

$$\text{minFaixa2Trunk} = 0 \quad (32)$$

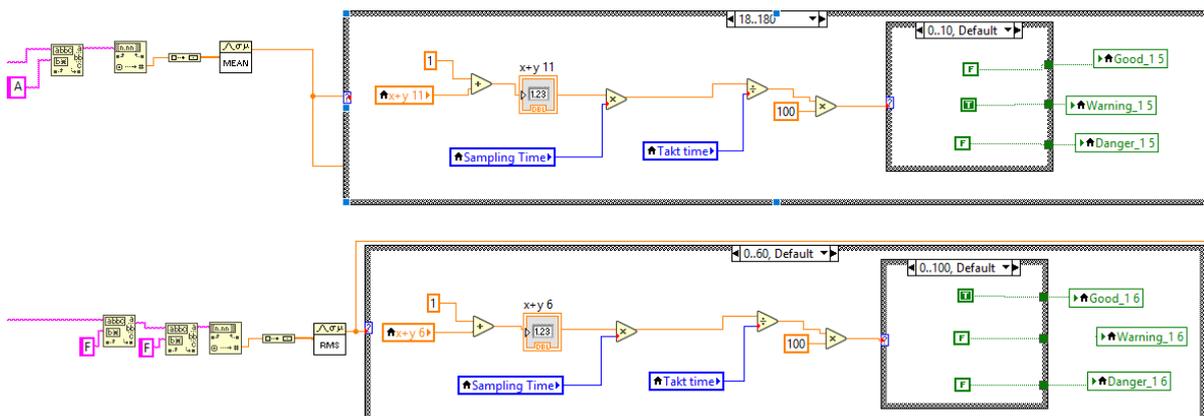
“*Sampling Arm*” representam o tempo para repetir a leitura da serial, como se fosse uma amostragem. Quanto as demais informações “*incomming messages ARM*”, “*incomming messages LEG*”, “*Comm ARM*” e “*Comm LEG*”, são utilizadas para certificar o recebimento dos sinais via Arduino e as portas sincronizadas.

De forma a flexibilizar a inserção do tempo de ciclo, ou takt time, alterou-se os programas no Arduino e no LabVIEW. Os Apêndices D e E apresentam parte da lógica em linguagem C. Além disto, ajustou-se os tempos de envio dos sinais nas operações “*delay*”, de forma a evitar conflitos no recebimento. Para receber um dado, o leitor tem que ser duas vezes mais rápido do que o transmissor de dados, conforme definido pelo Teorema de Amostragem de Shannon ou Teorema de Nyquist (REYES e FORGACH, 2010). Este teorema aborda sobre a taxa de amostragem, tratando sobre a frequência em que um sinal analógico deve ser amostrado, no qual um matemático chamado Nyquist descobriu a resposta para a pergunta sobre quantas amostras são necessárias, conforme expresso pela Fórmula 38, onde f_{max} é a maior frequência do sinal composto (COMER, 2016).

$$taxa_{amostra} = 2 * f_{max} \quad (38)$$

Neste momento são inseridas as condições de ângulos e os tempos de forma separado para cada ângulo e para cada membro do corpo, já definido em A, B, C, D, E, F e G. A Figura 48 demonstra parte desta programação, no qual é visto a faixa de 18° à 180° para o membro do pulso “A”, e a condição de atenção de 0 à 10% do tempo de ciclo. Além disto, é apresentada parte da lógica do membro do tronco “F” no qual a faixa de 0° à 60° possui 100% como boa condição ergonômica, já definido como faixa 1.

Figura 47 – Programação oficial de blocos

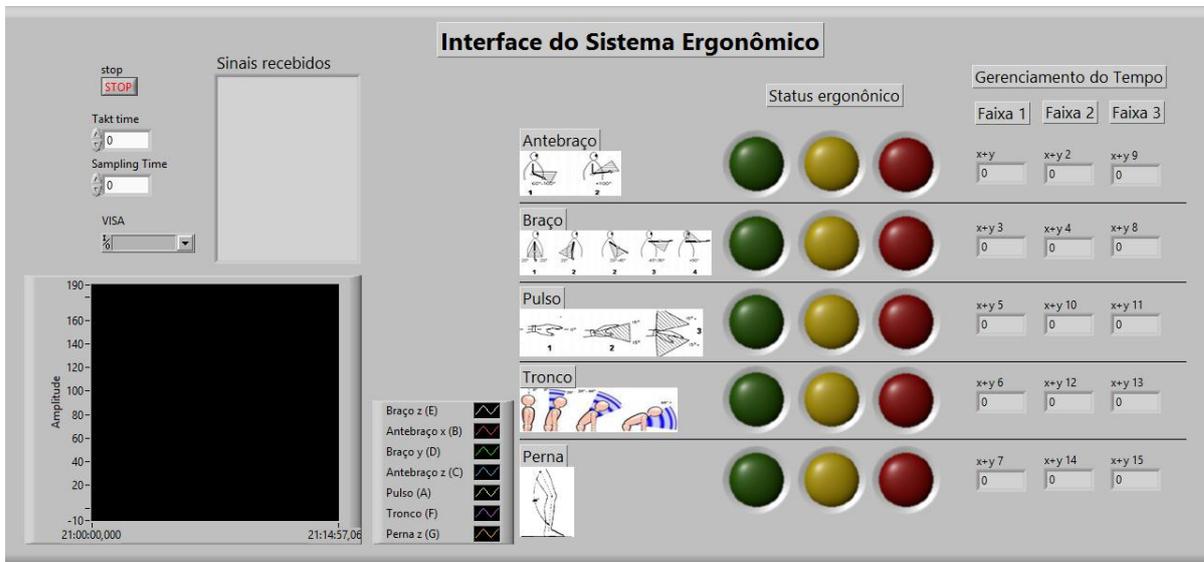


Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

O tempo de ciclo é editável através da caixa de texto, atualizando, desta forma, para cada condição ergonômica dos membros a permanência de ângulos. Conforme visto, é contabilizado este tempo para decisão da condição ergonômica em boa, atenção ou perigosa.

A Figura 48 apresenta a interface final contendo, para os membros do corpo humano escolhidos, as condições ergonômicas. Nesta versão é apresentado a contagem de tempo de cada faixa, facilitando o entendimento da mudança de riscos em cada parte do corpo. Estima-se, para mensuração de custos do módulo central, o valor de R\$ 4.227,00, contemplando um computador, o micro controlador UNO, dispositivo receptor e os softwares com os programas inclusos.

Figura 48 – Interface oficial com o usuário



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

5 EXPERIMENTOS E ANÁLISES

Foram realizados testes de bancada para verificar os dispositivos propostos e para validar o posterior uso em campo industrial. Inicialmente, focou-se em um membro do corpo, replicando-se para outros membros e ajustando o sistema conforme necessidades. Com os dispositivos melhores mapeados e sincronizados, são então aplicados em ambiente industrial onde todos os membros, propostos por este estudo, são monitorados.

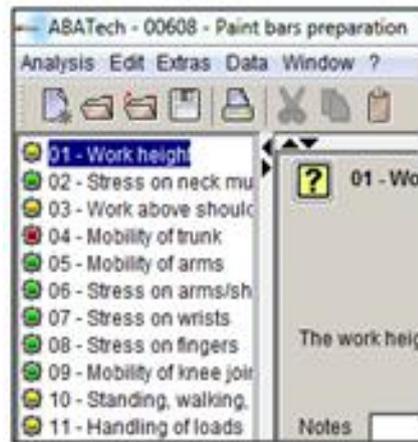
Os testes de bancada foram realizados na universidade e em ambientes domésticos. A aplicação industrial foi realizada em uma empresa montadora de veículos do estado de Santa Catarina, contemplando o monitoramento de apenas um membro do corpo, bem como a aplicação final, com o conjunto completo.

5.1 TESTE INICIAL

Na etapa inicial, escolheu-se o tronco para os testes de controle ergonômico. Foi escolhido uma atividade em que a condição não estava favorável para o trabalho em altura, forçando claramente este membro. A operação ocorre em uma empresa montadora de veículos e o objetivo é separar barras de pintura, ou *paint-bars*, para a linha de produção.

A escolha por este membro deu-se, também, pelo fato da criticidade exposta na análise ergonômica relacionada a operação de trabalho. Esta empresa utiliza o método ABATech o qual separa a análise em 19 critérios (SANCHEZ, 2005). A Figura 49 apresenta o radar vermelho ao critério de mobilidade do tronco. As ações de melhorias relacionadas a problemas ergonômicos devem iniciar por aquelas em que é encontrado problemas mais críticos, no qual exista números altos de acidentes, doenças, absenteísmo e desistência do trabalhador (IIDA, 2005).

Figura 49 – Resultado da avaliação ABATech na movimentação de barras de pintura



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

A estação de trabalho analisada consiste na operação manual, ilustrada pela Figura 50. O cenário é composto por um operador sem uso de equipamentos para auxílio na movimentação de peças. As barras de pintura são equipamentos montados na carroceria para auxílio na operação de pintura.

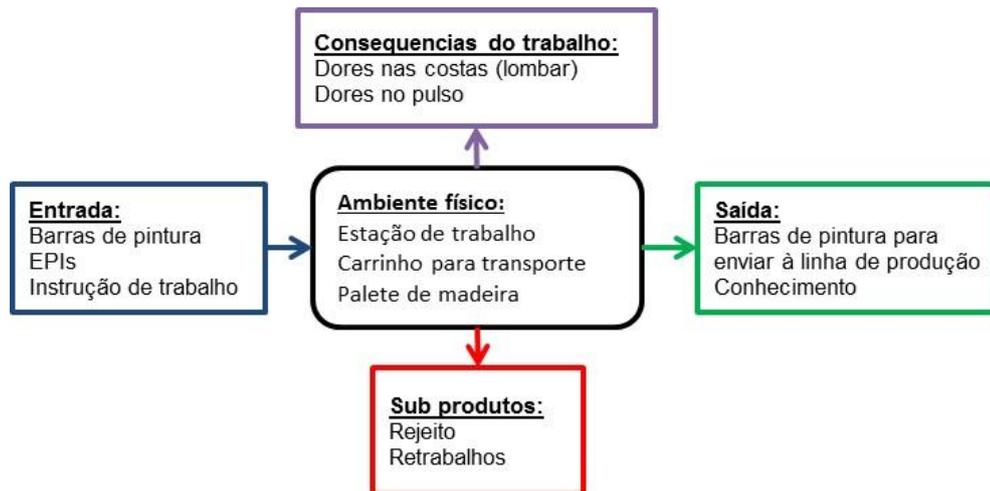
Figura 50 – Cenário real de barras de pintura



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Esta operação consiste, basicamente, no posicionamento de cada barra de pintura no carrinho de manuseio para a linha de produção, após recebido de outro processo de decapagem, alocado em pallet. A Figura 51 apresenta a visão geral de entrada e saída da operação, bem como as consequências do trabalho e os subprodutos.

Figura 51 – Estação do teste inicial



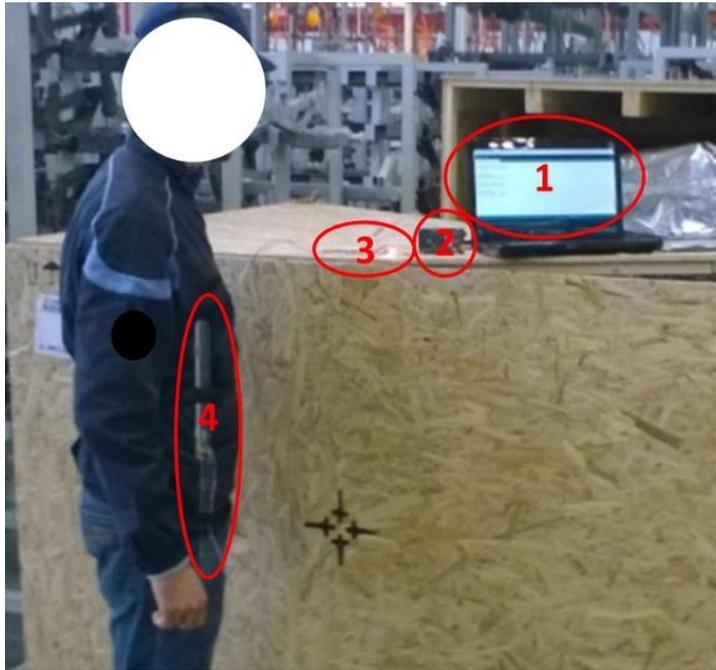
Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

A composição deste sistema de controle postural compõe um microcontrolador, um potenciômetro, um dispositivo para fixação no corpo humano e acompanhamento do giro do corpo, lâmpadas nas cores amarelo e vermelho, cabos e um computador. A Figura 52 apresenta este sistema interligado, designado a medir o ângulo do tronco durante o trabalho.

Os subitens apresentados na figura correspondem a:

- 1) Computador contendo o script programado pelo software Arduino;
- 2) Arduíno Mega 2560 utilizado como microcontrolador;
- 3) Lâmpadas amarelo e vermelho conectados a um protoboard;
- 4) Dispositivo com potenciômetro fixado ao corpo humano.

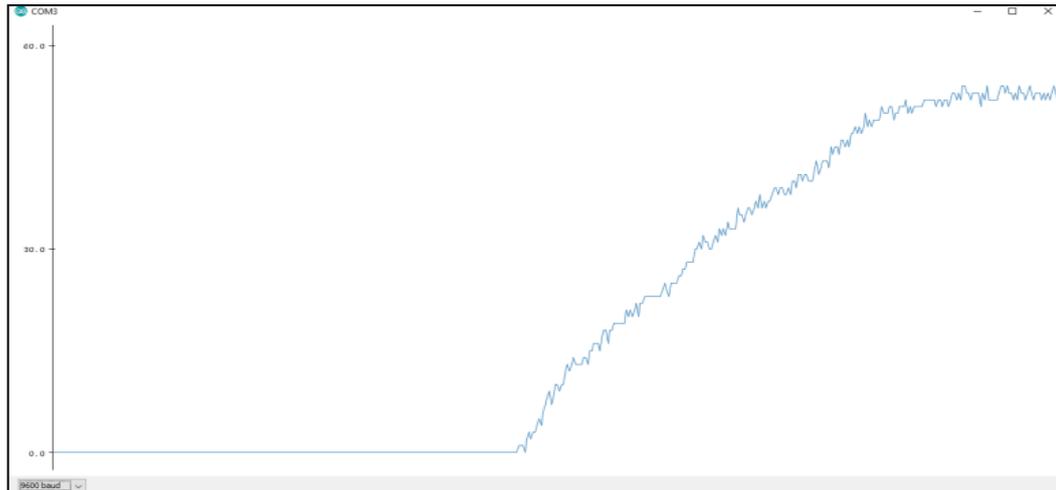
Figura 52 – Protótipo para teste de controle postural do Tronco



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Para calcular os bits enviados pelo potenciômetro, foi criado um programa como o descrito no Apêndice F o qual apresenta parte desta lógica. Este script é criado de acordo com o quarto critério descrito por Sanchez (2005). A faixa do trabalho é relacionada com os bits de envio de dados do potenciômetro. O programa processa a informação recebida do potenciômetro e gera um gráfico, possível ser visualizada pelo programa do Arduino, conforme Figura 53. Devido ao movimento humano, é acionado a luz correspondente com a condição de risco ergonômico programado.

Figura 53 – Plotagem Serial do Arduino



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Foi então simulada a operação descrita para movimentação das barras de pintura com o uso do protótipo do sistema postural apresentado. O hardware foi fixado ao operador, lâmpadas à placa protoboard e ambos conectados ao microcontrolador, que por sua vez recebe os dados e transmite ao computador via cabo USB. O operador executou todas as tarefas rotineiras descritas em sua atividade operacional e as luzes amarelo e vermelho foram acesas, acusando os riscos de ergonomia esperados devida a análise ergonômica antecessora realizada para esta atividade. A Figura 54 apresenta o motivo em que são acionadas as luzes.

Figura 54 – Simulação do controle ergométrico do Tronco



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

5.2 TESTES DE BANCADA

Após o teste inicial em apenas um membro do corpo, envolveu-se os outros também, conforme os subsistemas dos membros inferior e superior, descrito no capítulo 4. Desta vez, foi realizado em um laboratório, uma vez que há o envolvimento de diversos sensores e dispositivos em fase de validação e a alta exigência da funcionalidade da operação em ambiente industrial, evitando erros e possíveis problemas relacionados ao teste, como atrasos na linha de produção. A Figura 55 apresenta a fixação dos sensores no corpo humano.

Figura 55 – Protótipo do sistema ergonômico completo



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Uma rotina de tarefas manual foi determinada para o desenvolvimento deste sistema ergonômico. As tarefas consistem em manusear um conjunto de livros, revistas e apostilas da máquina copiadora para uma bancada de atendimentos ao cliente. O cenário é composto por um trabalhador para manusear os papéis e livros, listrado pela Figura 56.

O usuário do protótipo executou as tarefas e os resultados são apresentados na Tabela 10, resultando tais cores no momento final da atividade. Nota-se um alto risco ergonômico para os membros braço e antebraço, risco moderado para o tronco e para a perna e risco reduzido para o pulso.

Figura 56 – Cenário criado para validação do sistema ergonômico



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Tabela 10 – Resultado da simulação do sistema ergonômico

Braço	Vermelho
Antebraço	Vermelho
Pulso	Verde
Tronco	Amarelo
Perna	Amarelo

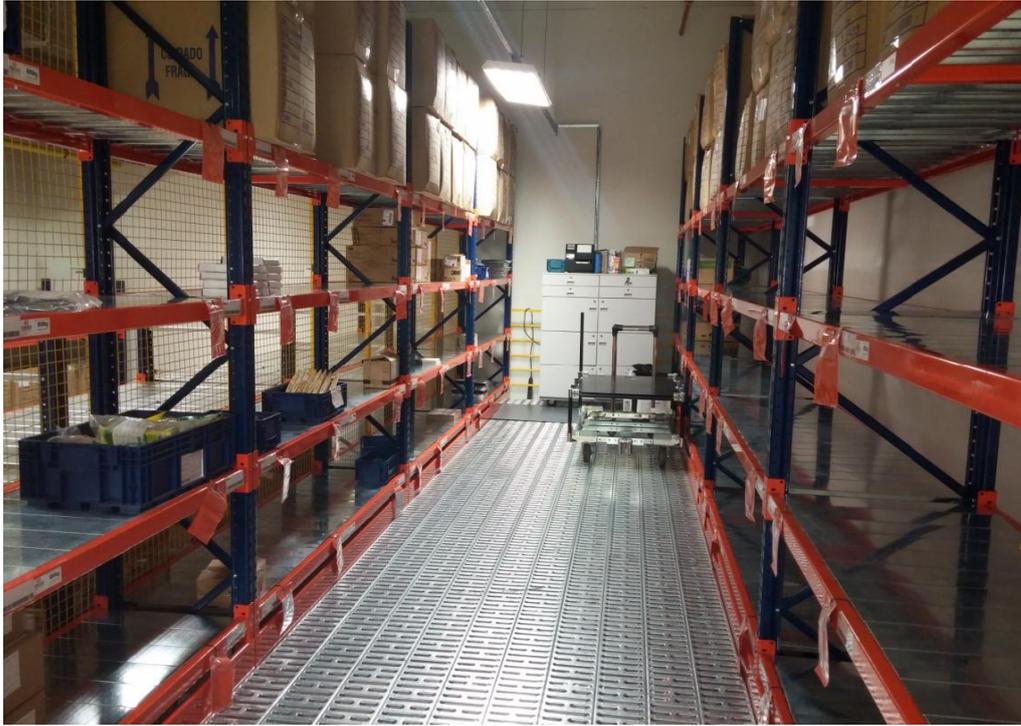
Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

5.3 APLICAÇÃO EM CAMPO

Retornou-se ao ambiente industrial, mesma empresa do teste inicial, após validação dos dispositivos. Neste momento, optou-se pelo ambiente de armazenagem de peças no qual atividades em níveis de alturas diferentes estão envolvidas, verificando o envolvimento dos membros com a interface.

O local possui prateleiras para o estoque de peças, um carrinho para recebimento e transporte das peças retiradas das prateleiras, além das peças estocadas. A operação de retirada dos materiais para envio à linha de produção, atividade deste cenário, é realizada por um funcionário. A Figura 57 apresenta foto real do local aplicado.

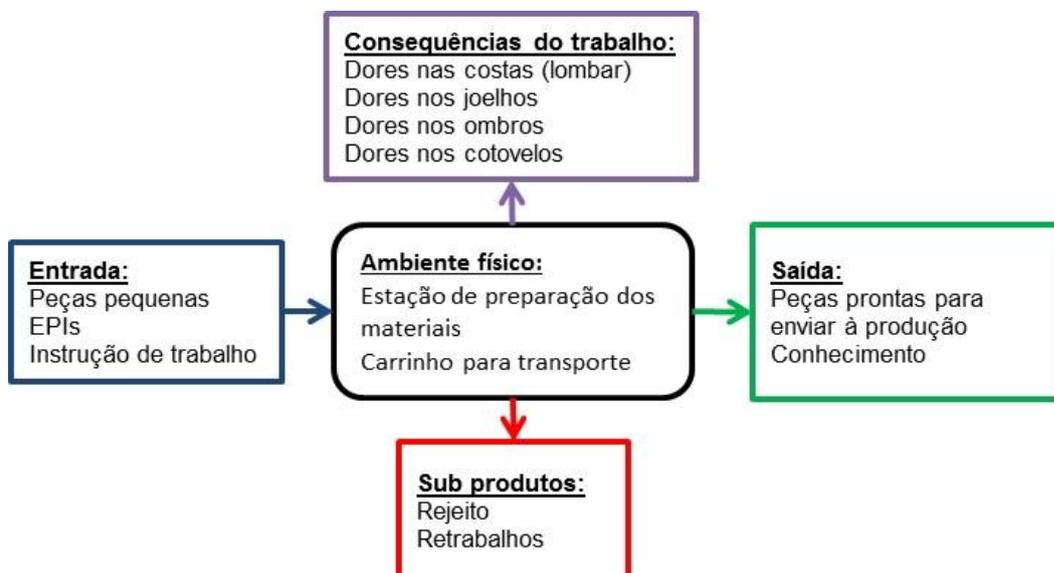
Figura 57 – Sistema real de armazenagem de peças



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

O tempo de operação é variado, em função da necessidade dos materiais a serem enviados à linha, alterando a quantidade e modelo de peças. O operador, inicialmente, recebe a demanda de peças de seu supervisor para então retirar os materiais da prateleira. Ao final, todas as peças solicitadas devem estar alocadas no carrinho.

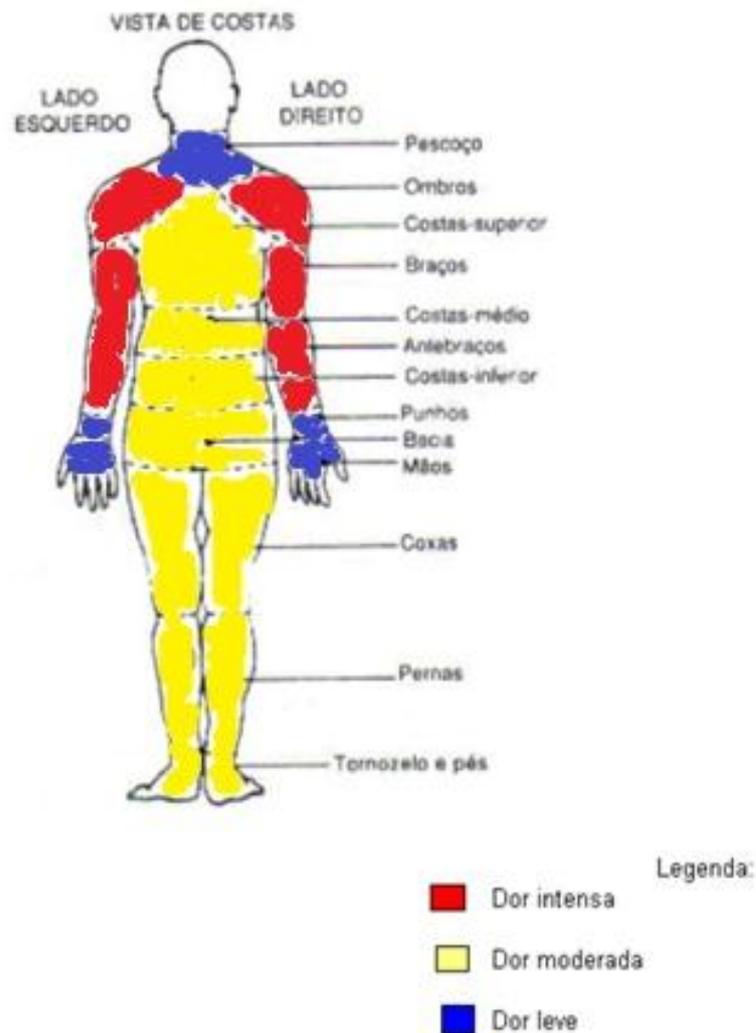
Figura 58 – Estação de armazenagem de peças



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Em entrevista com o operador e supervisor da área, mapeou-se a intensidade das dores no corpo humano conforme Figura 59. Há reclamação de dores nos ombros, braços e antebraços e leves dores nas costas por inteiro, bacia, coxas, tornozelo, pés e pernas. Relatam que nos pulsos, mãos e pescoço não há problemas. Além disto, foi conversado com o técnico de segurança da área, o qual confirmou os dados relatados.

Figura 59 – Aplicação do diagrama de desconforto



Fonte: Adaptado de Corlett e Manenica, 1986.

Foram fixados os sensores no operador para executar uma atividade que demanda 60 segundos. As Figuras 60, 61 e 62, apresentam o sequenciamento da operação, iniciado pela posição de repouso onde todos os sinais são verdes. Na sequência, é retirada uma caixa com peças na prateleira superior, gerando sinais de riscos aos membros do braço e antebraço. Ao alocar no carrinho de transporte, nota-se um esforço no membro do tronco. Por fim, retira-se outra caixa com peças na prateleira inferior, gerando risco aos membros da perna e do tronco.

Figura 60 – Aplicação em campo. Esquerda: posição de repouso. Direita: overhead



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Figura 61 – Aplicação em campo. Esquerda: antebraço e braço forçados. Direita: antebraço forçado



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

Figura 62 – Aplicação em campo. Esquerda: tronco forçado. Direita: tronco e perna forçados



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

O resultado final é apresentado na interface da Figura 63. O antebraço permaneceu na faixa 2, acima de 60° e abaixo de 100°, durante 12 segundos ou 20% do tempo de ciclo o que gera um sinal de atenção, iluminado como amarelo. Contudo, na faixa 3 ficou acima dos 5% permitido, transmitindo o sinal vermelho, mesmo motivo de sinalização do alto risco para o membro braço. O pulso continuou na faixa 1, resultando boa condição ergonômica, representado pelo sinal verde. O tronco permaneceu na faixa 2 durante 27 segundos, 45% do tempo de ciclo, e na faixa 3 durante 4 segundos, 7% do tempo, resultando na condição amarela. Quanto à perna, o sinal amarelo é decorrente da operação executada na posição da faixa 2 por 60% e na faixa 3 por 13% do tempo de ciclo.

Uma possível solução, diante deste resultado, seria a utilização de uma plataforma móvel, de fácil posicionamento e remoção para a movimentação nas prateleiras de níveis superiores. Desta forma, os membros braço e antebraço permaneceriam com tempo menor de trabalho na segunda e terceira faixas.

Ressalta-se que o resultado é decorrente de parte da rotina diária do operador. Portanto, de forma a coletar o real risco ergonômico do operador durante seu trabalho, deve-se captar os sinais ao longo do turno completo, uma vez que diferentes atividades são contempladas.

Figura 63 – Resultado da aplicação do sistema ergonômico



Fonte: Elaborado pelo autor, 2017.

6 CONCLUSÕES

A relação entre doença e trabalho é uma das grandes dificuldades no estabelecimento do diagnóstico médico, havendo ausência ou imprecisão na identificação de fatores de riscos em que o trabalhador esteve exposto (BRASIL, 2001b). Desta forma, este trabalho busca alertar momentos em que pode ser gerada alguma fadiga ou estresse nos músculos, controlados pelo sistema de monitoramento ergonômico desenvolvido. Para isto, foram estabelecidas três faixas de ângulos de trabalho, consideradas de baixo, médio e de alto risco ergonômico. Portanto, o trabalhador passa a entender, com este sistema, momentos em que ocasionam ou ocasionará problemas de saúde futuros enquanto realiza suas atividades rotineiras.

Este projeto pode ser utilizado como uma ferramenta de melhoria da estação de trabalho, uma vez que é possível configurar os mobiliários disponíveis com um sentido lógico de alturas. A ergonomia possui uma frente de trabalho voltado à adaptação postural, configurando a estação de trabalho ao trabalhador. Outrossim, pode ser utilizada como uma potencial ferramenta comercial, para empresas que queiram apresentar as melhorias ergonômicas por meio da instalação de equipamentos.

Todavia, houveram alguns erros apresentados durante os testes e sincronizações dos dispositivos. No início não acusava condições de risco ergonômico para os membros antebraço e braço no ângulo Z. Para tanto, foi inserido na programação o cálculo deste ângulo. Além disto, havia perda de comunicação devido a fios soltos, resolvido por meio da placa projetada e confeccionada. As antenas também foram otimizadas para melhorar o sinal de comunicação. Além da taxa de envio e recebimento no programa C e C++. Houve, também, queda dos sensores fixos com fita, conforme subcapítulo 5.2, resolvido por meio da concepção do projeto em Cad e fabricação em acrílico e impressão 3D.

Nota-se que o presente projeto de monitoramento postural é semelhante com propostas existentes no mercado. Monitora-se o tronco, o pulso, o braço, o antebraço e a perna, evitando problemas, respectivamente, no dorso, no punho, no ombro, no cotovelo e no joelho. Além disto, buscando atender ao objetivo proposto, o projeto utilizou de dispositivos de baixo custo, totalizando em R\$ 5.000,00, R\$ 408,00 para o subsistema dos membros inferiores, R\$ 365,00 para o subsistema dos membros superiores e R\$ 4.227,00, o qual está contemplado todos os sensores, dispositivos de fixação no corpo humano, micro controladores e sistema *wireless* com solução RF.

Durante o desenvolvimento do trabalho algumas habilidades adicionais foram adquiridas, como o uso da impressora 3D, a fabricação de circuitos integrados, a programação em C e G. Além disto, buscou-se conhecimentos de diversos princípios básicos de eletrônica, para resolver problemas, por exemplo, de medição da potência da bateria com o sistema montado ou para interligar os sensores e micro controladores por meio de solda.

Para trabalho futuro, como melhoria para uso industrial, recomenda-se inserir a possibilidade ao usuário em informar os valores para as faixas de ângulos e tempos para cada parte do corpo controlado, diretamente na tela da interface, principalmente por experiência ou histórico de problemas ocorridos com a estação de trabalho a ser monitorada. Conforme mencionado na seção de métodos ergonômicos, é recomendado o desenvolvimento de uma análise que englobe categorias particulares da carga de trabalho. Além disto, sugere-se a inclusão de outras análises, principalmente voltado ao cálculo de mensuração da carga de trabalho acerca do valor do peso.

Como contribuições para o meio de pesquisas relacionadas ao tema do presente estudo, foram publicados pelo próprio autor alguns artigos para seminários e revistas (OTTO e CAMPOS, 2016; OTTO, CAMPOS e AURÉLIO, 2017a; OTTO, CAMPOS e AURÉLIO, 2017b; OTTO, CAMPOS e AURÉLIO, 2017c). Além disto, foram publicados artigos relacionados a outros temas, pertinentes ao curso de mestrado profissional em questão, na área da automação de manufatura (TRENTINI et. al., 2012; OTTO et. al., 2012a; OTTO et. al., 2012b).

REFERÊNCIAS

- ABRAHAO, J. **Introdução à ergonomia: da prática à teoria**. São Paulo: Blucher, 2009.
- ALI, A. M. M.; AMBAR, A. J. M. W.; JAMIL, M. M. A. **Development of Artificial Hand Gripper by using Microcontroller**. International Journal of Integrated Engineering, Vol. 3 No. 2 (2011) p. 47-54.
- ALMEIDA, W. A. O. **Utilização do método rapid entire body assecement (REBA), associado a diagrama de localização de sintomas e aspectos organizacionais do trabalho, para avaliação de riscos ocupacionais em funcionários da Rádio Rural de Santarém**. Pós-graduação em Fisioterapia Traumatootopédica em ênfase em Terapia Manual - Faculdade Ávila, 2007.
- ALPENBERG, J., SCARBROUGH, D. P. **Exploring communication practices in lean production**. Journal of Business Research, Vol 69, Issue 11, November 2016, pp 4959-4963.
- ALVES DA SILVA, J. R. **Avaliação e Certificação de dispositivos Protéticos e Ortéticos para o Membro Inferior**. Mestrado em Engenharia Biomédica. FEUP, 2014.
- AMBAR, R.; AHMAD, M. S.; JAMIL, M. M. A. **Design and Development of Arm Rehabilitation Monitoring Device**. IFMBE proceedings: vol. 35, pp. 781-784, 5th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering (Biomed), Kuala Lumpur, Malaysia, in conjunction with the 8th asian Pacific Conference on Medical and Biological Engineering (APCMBE 2011) 20-23 June 2011, Springer-Verlag Berlin.
- APTEL, M., CNOCKAERT, J.M. **Stress and work: related musculoskeletal disorders of the upper extremities**. Online, 2002. 19:50-6.
- ARDUINO site oficial. Acessado em 05 jan.2017 em: <http://www.arduino.cc/>
- ARDUINOECIA site oficial. Acessado em 21 mar.2017 em: <http://www.arduinoecia.com.br/2015/04/comunicacao-sem-fio-modulo-rf-433-mhz.html>
- AZEVEDO, F. M. **Estudo e projeto de melhoria em máquina de impressão 3D**. Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia Elétrica na Universidade de São Paulo. São Carlos, 2013.
- BARBOSA, T. M. G. A. **Uma Arquitetura de Redes de Sensores do Corpo Humano**. Tese de Doutorado - Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia. Departamento de Engenharia Elétrica. Distrito Federal, 2008.
- BARBOSA, M. A. S. **A vida do trabalhador antes e após a Lesão por Esforço Repetitivo (LER) e Doenças Osteomuscular Relacionada ao Trabalho (DORT)**. Res Bras Enferm, Brasília, 2007. 60(5): 491-6.
- BARTNICKA, J., et. al. **Ergonomic Analysis of Surgeries with the use of Wireless Body Postures Measurement System**. Journal supported by statutory work, 2015.
- BEISNER, E.; et. al. **Acoustic Flame Suppression Mechanics in a Microgravity Environment**. Microgravity Science and Technology, 2015, Vol. 27(3), pp. 141-144.
- BERNARD, E. P. **Musculoskeletal disorders and workplace factors**. Cincinnati: National Institute for Occupational Safety and Health; 1997.
- BMW Group. Acesso local da empresa, via intranet. Acessado em 20 mar.2017 em http://intra.bmwgroup.net/Personal/de/PG/50_Arbeitssicherheit_Ergonomie/
- BRASIL. Ministério do Trabalho e Emprego. **Norma Regulamentadora n. 17 - Ergonomia**. Portaria n.3751, de 23 de novembro de 1990.

_____. Ministério da Saúde. Portaria n.º 1.339, de 18 de novembro de 1999. **Institui a lista de doenças relacionadas ao trabalho, a ser adotada como referência dos agravos originados no processo de trabalho no Sistema Único de Saúde, para uso clínico e epidemiológico.** Diário Oficial da União, Poder Executivo, Brasília, DF, 19 nov. 1999.

_____. Ministério da Saúde. Secretaria de Políticas de Saúde. **Protocolo de Investigação, Diagnóstico, Tratamento e Prevenção de Lesões por Esforços Repetitivos/ Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho R.** Brasília; 2000

_____. Ministério da Saúde. Departamento de ações Programáticas e Estratégicas. Área Técnica de Saúde do Trabalhador. **Lesões por Esforços Repetitivos (LER) e Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT).** Elaboração Maria Meno, et. al. Brasília, 2001a.

_____. Ministério da Saúde do Brasil Organização Pan-Americana da Saúde/Brasil. **Doenças relacionadas ao trabalho: manual de procedimentos para os serviços de saúde.** Organização Pan-Americana da Saúde no Brasil. Brasília: Ministério da Saúde do Brasil, 2001b.

_____. Ministério da Previdência Social: **Instrução Normativa n. 98.** Brasil, 2003.

_____. Ministério do trabalho e emprego (Br). **Enfermeiro do trabalho incumbido de assistir os trabalhadores, promover e zelar por sua saúde, incentivar prevenção de acidentes e doenças relacionadas ao trabalho.** Classificação Brasileira de Ocupação, site de internet, citado em 29 maio 2009.

_____. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Departamento de Vigilância em Saúde Ambiental e Saúde do Trabalhador. **Dor relacionada ao trabalho: lesões por esforços repetitivos (LER): distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (Dort).** Brasília, 2012.

BRITO, E. P.; MENEGON, N. L. **Uso de Hardware tipo Kinect para Modelagem Tridimensional Aplicada ao Projeto de Situações Produtivas.** XXXV Encontro nacional de Engenharia de Produção. Fortaleza, CE, Brasil, 13 a 16 de outubro de 2015.

CAMPOS, A. L. A.; GUTIERREZ, P. S. G. **Assistência Preventiva do Enfermeiro ao Trabalhador de Enfermagem.** Rev Bras enferm, 2005 jul-ago; 58 (4):458-61

CAPELETTI, B. H. G. M.; et. al. **Aplicação no Método Rula na Investigação da Postura Adotada por Operador de Balanceadora de Pneus em um Centro Automotivo.** XXXV Encontro Nacional de Engenharia de Produção, ENEGEP. Fortaleza, 2015.

CARDOSO Jr., M. M. **Avaliação Ergonômica: Revisão dos Métodos para Avaliação Postural.** Revista Produção. ISSN 1676 - 1901, Vol 6, Num 3. Dezembro, 2006.

CASTRO, A. B. S.; SOUSA, J. T. C.; SANTOS, A. A. **Atribuições do enfermeiro do trabalho na prevenção de riscos ocupacionais.** J Health Sci Inst. 2010. 28(1): 5-7

CATTELAN, A.; SEVERO, C.; PEZZINI, G. **Lesões por esforços repetitivos/ distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (LER/DORT): a mais nova epidemia na saúde pública brasileira.** In: Fisioweb. 2006.

CHIARINI, A. **Sustainable manufacturing-greening processes using specific Lean Production tools: an empirical observation from European motorcycle component manufacturers.** Journal of Cleaner Production, Vol 85, December, 2014, pp 226-233.

COMER, D. E. **Redes de Computadores e Internet.** 6ª edição. Bookman, 2016.

CORLETT, N; WILSON, J; MANENICA, I. **The ergonomics of working postures.** London: Taylor & Francis, 1986.

- COSTA, E. M. G. **Goniômetro**. Centro Universitário Positivo, Núcleo de Ciências Exatas e Tecnológicas, Engenharia da Computação. Curitiba, 2007.
- COSTA, M. N. A.; DEUS, I. A. **Riscos ocupacionais em UTI: proteção específica**. Rev Bras Enferm 1989 jan-dez; 42(1-4):106-9
- CUARELLI, G. **Estimação de parâmetros da marcha humana a partir de medições feitas por acelerômetros e giroscópios e uso de mecanismo de referência**. São Paulo, 2013.
- DAVID, G. C. **Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders**. Occupational Medicine 55, 2005, pp 190-199.
- DEMBE, A. E. **Occupational and disease: how social factors affect the conception of work-related disorders**. New Haven and London: Yale University Press, 1996.
- DUARTE, F. **Ergonomia e projeto na indústria de processo contínuo**. Rio de Janeiro, 2002.
- DUELL, N.; et. al. **Ageing and employment: identification of good practice to increase job opportunities and maintain older workers in employment**. Munich, 2006.
- DURACELL site oficial. Datasheet 9V battery. Acessado em 21 mar.2017 em: <https://www.duracell.com/en-us/>
- ELEKTOR site oficial. Acessado em 22 abril.2017 em: <https://www.elektor.nl/Uploads/Forum/Posts/How-to-make-a-Air-Cooled-433MHz-antenna.pdf>
- ENERGIZER site oficial. Datasheet 9V battery. Acessado em 21 mar.2017 em: <http://www.energizer.com/>
- ERIKESSEN, W.; BRUUSGAARD, D.; KNARDAHL, S. **Work factors as predictors of intense or disabling low back pain: a prospective study of nurses' aides**. Occupational and Environmental Medicine, 2004. 61(5): 398-404
- FILIFELOP site oficial. Acessado em 05 jan.2017 em: <http://www.filipeflop.com/>
- GARBIM, A.C.; NEVES, I. R.; BATISTA, M. B. **Etiologia do senso comum: as lesões por esforços repetitivos na visão dos portadores**. Cadernos de Psicologia Social do Trabalho, 1998; 1:43-55.
- GONG, J., et. al. **WristWhirl: One-handed Continuous Smartwatch Input Using Wrist Gestures Dartmouth**. Oct. 14.2016. Acessado em 17 oct. 2016 em: <http://xingdongyang.net/papers/Wristwhirl.pdf>
- GRANDJEAN, E. **Manual de Ergonomia: Adaptando o trabalho ao homem**. 4 ed. Porto Alegre, 1998.
- HAGBERG, M. **Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions**. Am J Phys Med, Vol 60 (1981), pp 65-65.
- HEALTH and Safety Executive. **Manual Handling Operations Regulations**. Guidance on Regulations. Suffolk: HSE Books, fourth edition, 2016.
- HIGNETT, S., MCATAMNEY, L. **Rapid Entire Body Assessment (REBA)**. Applied Ergonomics 31, 2000, pp 201-205.
- IAFFIN, D. B. **Localized muscle fatigue – definition and measurement**. J Occup Med, Vol 15 (1973), pp 346354.
- IEA International Ergonomics Association oficial site. Acessado em Junho.2017 <http://www.iea.cc/>
- IIDA, I. **Ergonomia: Projeto e Produção**. 2 ed. São Paulo, 2005.

INVEN Sense: **MPU-6000/MPU-6050 Product Specification**. Document Number: PS-MPU-6000A-00. Revision 3.1. Release Date: 10/24/2011. ©2011 InvenSense, Inc. All rights reserved.

JABBOUR, C. J. C.; et. al. **Environmental management and operational performance in automotive companies in Brazil: the role of human resource management and lean manufacturing**. Journal of Cleaner Production, Vol 47, May 2013, pp 129-140.

KARHU, O., et. al. **Correcting working postures in industry: a practical method for analysis**. Applied Ergonomics 8, 1977, pp 199-201.

KEE, D.; KARWOWSKI, W. **LUBA: an assessment technique for postural loading on the upper body based on joint motion discomfort and maximum holding time**. Applied Ergonomics 32, 2001, pp 357-366.

KEMMLERT, K. **A method assigned for identification of ergonomic hazards. Fundamentals and assessment tools for occupational ergonomics**. Boca Raton, Florida: CRC Press 40, 2006, pp 1-14.

KETOLA, R., et. al. **Inter-observer repeatability and validity of an observation method to assess physical loads imposed on the upper extremities**. Ergonomics 44, 2001, pp 119-131.

KEYSERLING, W. M.; BROUWER, M.; SILVERSTEIN, B. A. **A checklist for evaluating ergonomic risk factors resulting from awkward postures of the legs, trunk and neck**. International Journal of Industrial Ergonomics, 9 (1992) 283-301.

KWASNICKA, E. L. **Introdução à Administração**. 5ª edição - revisada e ampliada. 271p. 1995.

LEITE, P. C.; SILVA, A.; MERIGHI, M. A. B. **A mulher trabalhadora de enfermagem e os distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho**. Rev esc enferm USP [SciELO Scientific Electronic Library Online] 2007. 41: 287-91.

LI, G., BUCKLE, P. **Evaluating Change in Exposure to Risk for Musculoskeletal Disorders – A Practical Tool**. Suffolk: HSE Books, 1999.

LYMBERIS, A.; DITTMAR, A. **Advanced Wearable Health Systems and Applications**. Research and Development Efforts in the European Union. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol 26, Issue 3, May-June 2007.

MAENO, M.; et. al. **LER/DORT: Diagnostico, Tratamento, Prevenção, Reabilitação e Fisiopatologia**. 2001. Série A. Normas e Manuais Técnicos, 105. Ministério da Saúde. Brasília.

_____. **Lesões por Esforços Repetitivos (LER), Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT), Dor relacionada ao trabalho: Protocolos de atenção integral à Saúde do Trabalhador de Complexidade Diferenciada**. Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2006.

MAGNAGO, T. S. B. S. **Estresse, Aspectos Psicossociais do Trabalho e Distúrbios Musculoesqueléticos em Trabalhadores de Enfermagem**. Rev. Enferm. UERJ, Rio de Janeiro, 2009 jan/mar; 17(1):118-23.

MASCULO, F. S.; VIDAL, M. C. **Ergonomia: trabalho adequado e eficiente**. Rio de Janeiro: Elsevier: ABEPRO, 2011.

MATOS, D. **Dispositivos Protésicos Exteriores: Estudo, Desenvolvimento, Produção, Ensaio e Certificação**. FEUP, 2009.

MCATAMNEY, L.; CORLETT, E. N. **RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders**. Applied Ergonomics, v. 24, n.2 p. 91-99, 1993.

MENDES, R.; DIAS, E. C. **Saúde dos trabalhadores**. In: ROUQUAYROL M. Z.; ALMEIDA FILHO, N. *Epidemiologia & Saúde*. 5. ed. Rio de Janeiro: Medsi, 1999.

MICHAEL, D.; CHEN, S. **Serious games: Games that educate, train and inform**. Thomson Course Technology PTR. Boston, MA. (2005).

MONDELO, P. R., et. al. **Ergonomia 4: El trabajo em oficinas**. Universitat Politecnica de Catalunya, 2001.

MONNINGTON, S., et. al. **Development of Manual Handling Assessment Charts (MAC) for health and safety inspectors**. In: McCave T, ed *Contemporary Ergonomics*. Longo: Taylor & Francis, 2003.

MOORE, J., GARG, A. **The strain index: a proposed method to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders**. *Am Ind Hyg Assoc* 56, 1995, pp 443-458.

NEVES, R. F.; NUNES, M. O. **Incapacidade, cotidiano e subjetividade: a narrativa de trabalhadores com LER/DORT**. *Interface - Comunicação, Saúde, Educação*. 2009;13(30):55-66.

NEXGENERGO site oficial. Acessado em 28 mar.2017 em: <http://www.nexgenergo.com>

NI National Instruments site oficial. Acessado em 27 mar.2017 em: <http://www.ni.com/labview/pt/>

NIOSH. **Work Practices Guide for Manual Lifting**. NIOSH Technical Report No. 81-122, 1981. US Department of Health and Human Services, Cincinnati, OH.

NIRMAL, K.; et. al. **Noise modeling and analysis of and IMU-based attitude sensor: improvement of performance by filtering and sensor fusion**. *Computer, Ec*. 1987, Vol. 11(12), pp. 81-84. *IEEE Journals and Magazines*.

NOVELETTO, F.; et. al. (2015) **A Serious Game for Training and Evaluating the Balance of Hemiparetic Stroke Patients**. In: Jaffray D. (eds) *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, June 7-12, 2015, Toronto, Canada. IFMBE Proceedings, vol 51. Springer, Cham.

OCCHINPINTI, E. **OCRA: a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limb**. *Ergonomics* 41, 1998, pp 1290-1311.

OLIVEIRA, D. P. R. **Estratégia empresarial & vantagem competitiva: como estabelecer, implementar e avaliar**. 6. ed. São Paulo: Atlas, 2009.

OTTO, T. B.; LEAL, A. B.; LOPES, Y. K.; TRENTTINI, R. **Modelagem e Controle de um Sistema Industrial de Transporte de Matérias-primas em Pó usando a Teoria de Controle Supervisório**. In: XIX Congresso Brasileiro de Automática - CBA 2012, Campina Grande - PB. v. XIX. p. 5302-5309. 2012a

_____.; ZWIRTES, R. A.; LEAL, A. B.; HOUNSELL, M. S. **Controle Supervisório de um Sistema Industrial de Transporte de Matérias-Primas em Pó**. In: 10th IEEE/IAS International Conference on Industry Applications, 2012, Fortaleza. v. 10. p. 1-7. 2012b.

_____.; CAMPOS, A. **Avaliação ergonômica das estações de trabalho. Ergonomics work decks evaluation**. CBTA 2016. 1 Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Tecnologia Assistiva, UFPR, Campus Centro Politécnico. Setembro, 2016. v. 1.

_____.; CAMPOS, A.; AURÉLIO, M. **Ergonomic Automatic Controlled System used for Industrial Manual Operations**. COBEF 2017. 9º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, Joinville, 2017a.

_____.; CAMPOS, A.; AURÉLIO, M. **Online Posture Feedback System Aiming at Human Comfort.** AHFE 2017. 8th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics. Los Angeles, California, USA. v. 8. 2017b.

_____.; CAMPOS, A.; AURÉLIO, M. **Real-time monitoring human motion system for ergonomic posture.** LACAR 2017. Latin American Congress on Automation and Robotics, Panamá, Technological University of Panama. February, 2017c.

PONTES, Z. **O trabalho noturno do enfermeiro: busca de significados sobre o repouso antes, durante e após o plantão.** Rev Bras Enferm 1992 jan-mar; 45(1):80-7

PORTUGAL. Ministério da Saúde. Direcção-Geral da Saúde. Direcção de Serviços de Cuidados de Saúde, **Guia de orientação para prevenção das lesões musculoesqueléticas e relacionadas com o trabalho: programa nacional contra as doenças reumáticas.** Lisboa: DGS, 2008.

RAPID Today site oficial. Acessado em 30 mar.2017 em: <http://www.rapidtoday.com/stl-file-format.html>

RAY, S. J., TEIZER, J. **Real-time construction worker posture analysis for ergonomics training.** Elsevier Journal. Article in Advanced Engineering Informatics, 2012, pp 439-455.

RAYOVAC site oficial. Datasheet 9V battery. Acessado em 21 mar.2017 em: <http://www.rayovac.com/>

REYES, J. M. A.; FORGACH, C. E. S. **Un complemento al teorema de Nyquist.** Revista Mexicana de Física E. 56 (2) 165-171. Diciembre, 2010.

RHAMAN, A.; AL-JUMAILY, A. **Design and Development of a Bilateral Therapeutic Hand Device for Stroke Rehabilitation.** INTECH International Journal of Advanced Robotic Systems. Jul, 2013.

ROMERO, M.; BARMA, S. **Teaching pre-service teachers to integrate Serious Games in the primary education curriculum.** International Journal of Serious Games, 2(1): 45-54, 2015.

RORGES, B. **O enfermeiro que identifica, elabora propostas e desenvolve ações preventivas na atenção primárias.** Enfermagem do trabalho: conceitos e práticas. Lourdes (LB): Lusociência; 1997.

SANTOS, M. R. S.; MOTA, G. V.; FARIA, D. C. C. 2 Brasileiro Marislei Espíndula. **A Enfermagem do Trabalho frente Lesões por Esforços Repetitivos/Doenças Osteomusculares Relacionadas ao Trabalho.** Revista Eletrônica de Enfermagem do Centro de Estudos de Enfermagem e Nutrição, on-line. 2013. jan-jul 2(2) 1-15. Disponível em: <http://www.ceen.com.br/revistaeletronica>

SEBASTIÃO, R. **Análise cinemática da marcha: estudo comparativo entre membro amputado e membro remanescente de amputados transfemorais.** FADEUP - Trabalho Acadêmico, 2009.

SILVA, L. A.; et. al. **Enfermagem do Trabalho e Ergonomia: Prevenção de Agravos a Saúde.** Rev. Enferm, UERJ, Rio de Janeiro, 2011 abr/jun; 19(2):317-23

SANCHEZ, A. B. **Adaptation of the ergonomics evaluation software ABATech to the needs of MAN Nutzfahrzeuge AG.** Technische Universität München, Institut für Produktionstechnik, 2005.

SCHULDT, K., et. al. **Influence of sitting postures on neck and shoulder EMG during arm-hand work movements.** Clin Biomech, Vol 2 (1987), pp 12139.

SCHUYTEMA, P. **Design de games: uma abordagem prática.** São Paulo: Cengage Learning, (2008). 447 p. In Portuguese.

SPECTRA Symbol, official site. Accessed on 13 mar.2017 by: <http://www.spectrasymbol.com/>

SOUZA, N. S. S.; SANTANA, V. S. **Incidência cumulativa anual de doenças musculoesqueléticas incapacitantes relacionadas ao trabalho em uma área urbana do Brasil.** Cad saúde pública. 2011; 27(11): 2124-34.

TICHAUER, E. R. **Some aspects of stress on forearm and hand in industry.** J Occup Med, Vol 8 (1966), pp 63-71.

TOOMINGAS, A.; et. al. **Associations between self-rated and psychosocial work conditions and musculoskeletal symptoms and signs.** Scandinavian Journal of Work, Environment and Health. 1997; 23:130-9

TORRES, I. **Um formalismo relacional para o desenvolvimento de arranjo físico industrial.** 2007. Tese de Doutorado. Tese (Doutorado em Engenharia de Produção). PPGEP/DEP Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP.

TRENTINI, R. **Controle linear e não-linear de velocidade aplicados em um micromotor pneumático utilizado em aplicações dentais.** In: XIX Congresso Brasileiro de Automática - CBA 2012, Campina Grande - PB. v. XIX. p. 1834-1841.

VIEGAS, L. R. T.; ALMEIDA, M. M. C. **Perfil epidemiológico dos casos de LER/DORT entre trabalhadores da indústria no Brasil no período de 2007 a 2013.** Revista Brasileira de Saúde Ocupacional. Vol.41. São Paulo, 2016

WATERS, et. al. **Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks.** Ergonomics 36, 1993, pp 749-766.

WORKRITE site oficial. Acessado em 30 mar.2017 em: <http://workriteergo.com/lumo-lift/>

XSENS official site. Acessado em 20 mar.2017 em: <https://www.xsens.com/customer-cases/assessment-lumbar-spine-forces-maneuvering-different-lift-devices-patient-handling/>

YINBIAO, S.; et. al. **Internet of Things: Wireless Sensor Networks.** White Paper. IEC Market Strategy Board. Registered trademark of the International Electrotechnical Commission. Geneva, Switzerland, 2014.

APÊNDICE A – PROGRAMA DO MÓDULO CENTRAL

```
// Este Apêndice consiste em apenas uma parte do programa para o módulo central
#include <VirtualWire.h>
void setup(){
  Serial.begin(115200);
  vw_setup(4000);      // Bits per sec
}
void loop(){
  digitalWrite(13, true); // Flash a light to show received good message
  Serial.print("Got: ");
  for (i = 0; i < buflen-2; i += 3){
    Serial.print(chanID);
  }
  Serial.println("");
  digitalWrite(13, false);
}
}
```


APÊNDICE B – PARTE DO PROGRAMA TEMPO DOS MEMBROS SUPERIORES

// Este Apêndice consiste em apenas uma parte do programa para o módulo dos membros superiores.

```

#include <Wire.h>
#include <VirtualWire.h>
//GERENCIAMENTO DO TEMPO//
int tFaixa1Fist = 0;
int tFaixa2Fist = 0;
int takt;
//Flex Sensor Variables
const int analogInPin = A0; // Analog input of Flex sensor
//Accelerometer Variables
const int MPU_addr1 = 0x69;
const int MPU_addr2 = 0x68;
int minVal = 265; // valor padrão para leitura de aceleração
int maxVal = 402;
void setup() {
  //RF config
  vw_set_tx_pin(transmit_pin);
  vw_setup(2000); // Bits per sec
  //Gerenciamento do tempo
  timeReset = 0;
  takt = 100; //takt em segundos TEMPO DE CICLO !!!
  minFaixa1Fist = int( 0.4 * takt ); //Modificar valor para definir % tempo faixa
  maxFaixa1Fist = int( 0.7 * takt ); //Modificar valor para definir % tempo faixa
  minFaixa2Fist = 0; //Modificar valor para definir % tempo faixa
  maxFaixa2Fist = int( 0.1 * takt ); //Modificar valor para definir % tempo faixa
  vermelho = 3;
  amarelo = 2;
  verde = 1;
}
void loop() {
  if ( millis() > timeReset ) {
    timeReset = millis() + 1000; //1000 = tempo de refresh
    readSensors();
    send_status();
  }
}
int readSensors() {
  //Reading Flex Sensor
  sensorValue = analogRead(analogInPin);
  fist = abs(map(sensorValue, 175, 70, 125, 235) - 180);
  if ( fist > 10 ) { //Definir valor faixa 1 pulso
    if (fist > 26) { //Definir valor faixa 2 pulso
      tFaixa2Fist++;
    }
    else {
      tFaixa1Fist++;
    }
  }
}
void send_message(char chanID, int *msg) {
  digitalWrite(led_pin, true); // Flash a light to show transmitting
  delay(50); // A short gap.
}
void send_status(void) { //char chainID, int *msg) {
  Serial.print("\t");
  if (tFaixa2Fist > minFaixa2Fist ) {

```

```
if (tFaixa2Fist > maxFaixa2Fist) {
    send_message('A' + 0, &vermelho);
}
else {
    send_message('A' + 0, &amarelo);
}
}
else if ( tFaixa1Fist > minFaixa1Fist) {
    if (tFaixa1Fist > maxFaixa1Fist) {
        send_message('A' + 0, &vermelho);
    }
    else {
        send_message('A' + 0, &amarelo);
    }
}
else {
    send_message('A' + 0, &verde);
}
}
```

APÊNDICE C – PARTE DO PROGRAMA TEMPO DOS MEMBROS INFERIORES

// Este Apêndice consiste em apenas uma parte do programa para o módulo dos membros inferiores.

```

#include<Wire.h>
#include <VirtualWire.h>
//GERENCIAMENTO DO TEMPO//
int tFaixa1Trunk = 0;
int tFaixa2Trunk = 0;
int tFaixa1Perna = 0;
int tFaixa2Perna = 0;
int takt;
//Trunk potentiometer Variables
const int analogInPin = A0; // Analog input pin that the potentiometer is attached to
//Accelerometer Variables
const int MPU_addr1 = 0x68;
const int MPU_addr2 = 0x69;
int minVal = 265;
int maxVal = 402;
void setup() {
  //RF config
  vw_set_tx_pin(transmit_pin);
  vw_setup(2000); // Bits per sec
  //Gerenciamento do tempo
  timeReset = 0;
  takt = 100; //takt em segundos TEMPO DE CICLO !!!
  minFaixa1Trunk = int( 0.2 * takt ); //Modificar valor para definir % tempo faixa
  maxFaixa1Trunk = int( 0.6 * takt ); //Modificar valor para definir % tempo faixa
  minFaixa2Trunk = 0; //Modificar valor para definir % tempo faixa
  maxFaixa2Trunk = int( 0.1 * takt ); //Modificar valor para definir % tempo faixa
}
void loop() {
  if ( millis() > timeReset ) {
    timeReset = millis() + 1000; //1000 = tempo de refresh
    readSensors();
    send_status();
  }
}
void readSensors() {
  // Potentiometer Sensor, read the analog in value:
  sensorValue = analogRead(analogInPin);
  trunk = abs(map(sensorValue, 0, 1023, -10, 250)); //Mapped according to the potentiometer range
  if ( trunk > 65) { //Definir valor faixa 1 pulso
    if (trunk > 90) { //Definir valor faixa 2 pulso
      tFaixa2Trunk++;
    }
  }
  else {
    tFaixa1Trunk++;
  }
}
void send_message(char chanID, int *msg) {
  digitalWrite(led_pin, true); // Flash a light to show transmitting
  delay(50); // A short gap.
}
void send_status(void) { //char chainID, int *msg) {
  Serial.print("\t");
  if (tFaixa2Trunk > minFaixa2Trunk ) {
    if (tFaixa2Trunk > maxFaixa2Trunk) {

```

```
    send_message('A' + 5, &vermelho);
}
else {
    send_message('A' + 5, &amarelo);
}
}
else if( tFaixa1Trunk > minFaixa1Trunk) {
    if (tFaixa1Trunk > maxFaixa1Trunk) {
        send_message('A' + 5, &vermelho);
    }
    else {
        send_message('A' + 5, &amarelo);
    }
}
else {
    send_message('A' + 5, &verde);
}
}
```

APÊNDICE D – PARTE DO PROGRAMA PARA OS MEMBROS SUPERIORES

// Este Apêndice consiste em apenas uma parte do programa para o módulo dos membros superiores.

```

#include <Wire.h>
#include <VirtualWire.h>
//Flex Sensor Variables
  const int analogInPin = A0; //Analog input of Flex sensor
  int sensorValue = 0; // value read from the pot
  int angularValue = 0; // value output to the PWM (analog out)
//Accelerometer Variables
  const int MPU_addr1=0x69;
  const int MPU_addr2=0x68;
  int minVal=265; // valor padrão para leitura de aceleração
  int maxVal=402;
void setup(){
//RF config
  vw_set_tx_pin(transmit_pin);
  vw_setup(4000); // Bits per sec
}
void loop(){
  readSensors();
  delay(500);
}
int readSensors(){
  //Reading Flex Sensor, read the analog in value:
  sensorValue = analogRead(analogInPin);
  fist= map(sensorValue, 175, 70, 125, 235);
  send_message('A'+0,&sensorValue);
  //Reading Acellerometer_1
  x1= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng1, -zAng1)+PI);
  z1= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng1, -xAng1)+PI);
  send_message('A'+2,&z1);
  //Reading Acellerometer_2
  y2= RAD_TO_DEG * (atan2(-xAng2, -zAng2)+PI);
  z2= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng2, -xAng2)+PI);
  send_message('A'+4,&z2);
}
void send_message(char chanID, int *msg){
  digitalWrite(led_pin, true); // Flash a light to show transmitting
  delay(50); // A short gap.
}

```


APÊNDICE E – PARTE DO PROGRAMA PARA OS MEMBROS INFERIORES

// Este Apêndice consiste em apenas uma parte do programa para o módulo dos membros inferiores.

```

#include<Wire.h>
#include <VirtualWire.h>
//Trunk potentiometer Variables
  const int analogInPin = A0; // Analog input pin that the potentiometer is attached to
  float sensorValue = 0;    // value read from the pot
  int angularValue = 0;    // value output to the PWM (analog out)
//Accelerometer Variables
  const int MPU_addr1=0x68;
  const int MPU_addr2=0x69;
  int minVal=265;
  int maxVal=402;
void setup(){
  //RF config
  vw_set_tx_pin(transmit_pin);
  vw_setup(4000);    // Bits per sec
}
void loop(){
  readSensors();
  delay(750);
}
void readSensors(){
// Potentiometer Sensor, read the analog in value:
  sensorValue = analogRead(analogInPin);
  trunk = map(sensorValue, 495, 875, 0, 90); //Mapped according to the pottentiometer range
  delay(10);
  send_message('A'+3,&trunk);
// Reading Acellerometer_1
  x3= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng1, -zAng1)+PI);
  send_message('A'+4,&x3);
//Reading Acellerometer_2
  x4= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng2, -zAng2)+PI);
  send_message('A'+5,&x4);
}
void send_message(char chanID, int *msg){
  digitalWrite(led_pin, true);    // Flash a light to show transmitting
  delay(50);    // A short gap.
}

```


APÊNDICE F – PARTE DO PROGRAMA DE TESTE PARA ALERTA DO TRONCO

```

// Este Apêndice consiste em apenas uma parte do programa para teste do potenciômetro, medição tronco
const int analogPin = A0; // pin that the sensor is attached to
float tempofaixa1 = 0;
float tempofaixa2 = 0;
float tempofaixa3 = 0;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
}
void loop() {
  // read the value of the potentiometer:
  int analogValue = analogRead(analogPin);
  if (600 < analogValue && analogValue <= 650){
    tempofaixa1=tempofaixa1+0.1;
  } else {
    tempofaixa1=tempofaixa1;
  }
  if (650 < analogValue && analogValue <= 750){
    tempofaixa2=tempofaixa2+0.1;
  } else {
    tempofaixa2=tempofaixa2;
  }
  if (750 < analogValue && analogValue <= 1024){
    tempofaixa3=tempofaixa3+0.1;
  } else {
    tempofaixa3=tempofaixa3;
  }
  Serial.print(analogValue); Serial.print(" "); Serial.print(tempofaixa1); Serial.print(" ");
  Serial.print(tempofaixa2); Serial.print(" "); Serial.println(tempofaixa3);
  if (tempofaixa1/60>0.3){
    digitalWrite(10, HIGH); // Luz amarela
  }
  if (tempofaixa2/60>0.05 && tempofaixa2/60<0.3){
    digitalWrite(10, HIGH); // Luz amarela
  }
  if (tempofaixa2/60>0.3){
    digitalWrite(13, HIGH); // Luz vermelha
    digitalWrite(10, LOW); // Luz amarela
  }
  if (tempofaixa3>0 && tempofaixa3/60<=0.01){
    digitalWrite(10, HIGH); // Luz amarela
  }
  if (tempofaixa3/60>0.01){
    digitalWrite(13, HIGH); // Luz vermelha
    digitalWrite(10, LOW); // Luz amarela
  }
  delay(100);
}

```


ANEXO A – MEDIDAS DE PROTEÇÃO DA SAÚDE E PREVENÇÃO DE DOENÇAS

Fonte: Brasil, 2001b.

Tipo e Nível de Aplicação	Medida	Exemplos
<p>Eliminação e controle das condições de risco para a saúde.</p>	<p>Substituição do agente ou substância tóxica por outra menos lesiva ou tóxica.</p> <p><i>Sempre que houver a substituição ou introdução de um material ou substância nova, é importante considerar a possibilidade de impactos sobre a saúde do trabalhador e o ambiente, para que não haja uma simples troca da situação de risco.</i></p>	<p>Substituição de matérias-primas, produtos intermediários ou reformulação dos produtos finais. Ex: substituição do benzeno, substância cancerígena, nas misturas de solventes, pelo xileno ou tolueno, de menor toxicidade.</p> <p>Substituição de partes ou processos inteiros, maquinaria e equipamentos por outros que ofereçam menos risco para a saúde e segurança dos trabalhadores. Ex: a substituição do emprego de jateamento de areia para limpeza de peças por lima de ferro.</p>
	<p>Instalação de dispositivos e controles de engenharia.</p> <p><i>São mais factíveis do que a substituição de materiais.</i></p>	<p>Instalação de dispositivos destinados a melhorar as condições gerais físicas dos ambientes. Ex: sistemas de exaustão e ventilação do ar, redesenho de máquinas e equipamentos, enclausuramento ou segregação de máquinas ou equipamentos que produzem ruído excessivo, ou radiação, ou de processos e de atividades que apresentem risco potencial para a saúde e a segurança dos trabalhadores, como a eliminação de poeiras ou substâncias tóxicas.</p> <p>Equipamentos e sistemas de proteção coletiva. Ex: barreira acústica.</p> <p>Manutenção preventiva e corretiva de equipamentos e processos também são recursos de controle de engenharia.</p>
	<p>Redesenho da tarefa ou do trabalho, mudanças na organização do trabalho e práticas alternativas de trabalho.</p> <p><i>Em geral, combinam medidas de engenharia e medidas administrativas, buscando a proteção da saúde do trabalhador.</i></p>	<p>Enriquecimento do conteúdo das tarefas, nos trabalhos monótonos e repetitivos.</p> <p>Mecanização de tarefas de modo a tornar o trabalho físico mais leve e confortável.</p> <p>Incremento da participação dos trabalhadores nos processos de decisão, garantindo-lhes a autonomia para organizar o trabalho, diminuindo as pressões de tempo e de produtividade, entre outras.</p>
<p>Medidas de proteção individual e de vigilância em saúde ou de controle médico aplicáveis aos trabalhadores.</p> <p><i>Apesar de necessárias são menos efetivas, pois potencialmente reduzem o dano que pode resultar da exposição a um fator de risco, mas não removem a causa ou fonte do problema.</i></p>	<p>Educação e informação do trabalhador.</p> <p><i>É direito inalienável do trabalhador a informação correta acerca dos riscos à saúde decorrentes ou presentes no trabalho, bem como das medidas que visam a redução desses riscos.</i></p>	<p>Educação e informação sobre as condições de risco presentes nos processos e ambientes de trabalho, implicando em mudanças de comportamento dos trabalhadores e dos empregadores, chefes e encarregados, às vezes, culturalmente arraigados.</p> <p>A experiência mostra que o investimento em treinamentos e outras atividades educativas são insuficientes se não forem acompanhadas de investimentos na melhoria geral das condições coletivas de trabalho e de uma gestão participativa do trabalho.</p>

Tipo e Nível de Aplicação	Medida	Exemplos
<p>Medidas de proteção individual e de vigilância em saúde ou de controle médico aplicáveis aos trabalhadores.</p> <p><i>Apesar de necessárias são menos eficazes, pois potencialmente reduzem o dano que pode resultar da exposição a um fator de risco, mas não removem a causa ou fonte do problema.</i></p>	<p>EPI</p> <p><i>Os equipamentos de proteção individual podem ser úteis e necessários em algumas circunstâncias, porém, não devem ser nem a única nem a mais importante medida de proteção.</i></p>	<p>Luvas, máscaras, protetores auriculares, roupas especiais, entre outros, devem ser adequados às situações reais de trabalho e às especificações e diferenças individuais dos trabalhadores. Além da garantia de qualidade, é importante que o EPI utilizado tenha sua efetividade avaliada em seu uso cotidiano, uma vez que as especificações do fabricante e testes de qualidade são feitos em condições diferentes do uso real. Os programas de utilização de EPI devem contemplar o treinamento adequado para uso, o acompanhamento e manutenção e/ou reposição periódica e higienização adequada.</p>
	<p>Medidas organizacionais</p> <p><i>As medidas organizacionais implicam em diminuição do tempo de exposição, podendo ser aplicadas a um ou poucos trabalhadores, ou envolver todos os trabalhadores de um setor ou da empresa.</i></p>	<p>Escala de trabalho que contemplem tempos menores em locais com maior exposição a condições de risco para a saúde e rotatividade de tarefas ou setores devem ser cuidadosamente planejadas para evitar a diversidade de exposições atingindo maior número de trabalhadores.</p>
	<p>Controle Médico</p>	<p>Exames pré-admissionais para identificação de características ou fatores de risco individuais que possam potencializar as exposições ocupacionais não devem ser realizados com o objetivo de exclusão e de seleção de super-homens e supermulheres.,</p> <p>O mesmo raciocínio se aplica à realização dos exames periódicos de saúde. A legislação trabalhista vigente (NR7) disciplina o PCMSO, estabelecendo os parâmetros para um Programa de Saúde e não simplesmente a emissão de atestado médico de saúde.</p>
	<p>Rastreamento, monitoramento e vigilância.</p>	<p>A vigilância em saúde do trabalhador visando a detecção precoce de alterações ou agravos decorrentes da exposição a condições de risco presentes no trabalho é importante para a identificação de medidas de controle ainda não detectadas ou de falhas nas medidas adotadas.</p> <p>Em geral, no âmbito das empresas, esse monitoramento é feito por exames periódicos de saúde, que devem ser programados considerando as condições de risco a que estão expostos os trabalhadores.</p> <p>A investigação de efeitos precoces em grupos de trabalhadores sob condições específicas de risco deve ser realizada por meio de estudos epidemiológicos.</p>

ANEXO B – PROGRAMA DO TESTE VIA RÁDIO DO MÓDULO TRANSMISSOR

Fonte: Arduinoecia, 2017.

```
//Programa : Comunicacao com Modulo RF 433 - Emissor
//Autor : Arduino e Cia

#include <VirtualWire.h>

//Define pinos Led e Botao
const int ledPin = 13;
const int pino_botao = A0;

int valor_botao;
char Valor_CharMsg[4];
//Armazena estado led = ligar/desligar
int estado = 0;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(ledPin,OUTPUT);
  pinMode(pino_botao,INPUT);
  //Pino ligado ao pino DATA do transmissor RF
  vw_set_tx_pin(4);
  //Velocidade de comunicacao (bits por segundo)
  vw_setup(5000);
  Serial.println("Trasmissoao modulo RF - Acione o botao...");
}

void loop()
{
  //Verifica o estado do push-button
  valor_botao = digitalRead(pino_botao);
  //itoa(valor_botao,Valor_CharMsg,10);

  //Caso o botao seja pressionado, envia dados
  if (valor_botao == 0)
  {
    //Altera o estado do led
    estado = !estado;
    //Converte valor para envio
    itoa(estado,Valor_CharMsg,10);
    //Liga o led da porta 13 para indicar envio dos dados
    digitalWrite(13, true);
    //Envio dos dados
    vw_send((uint8_t *)Valor_CharMsg, strlen(Valor_CharMsg));
    //Aguarda envio dos dados
    vw_wait_tx();
    //Desliga o led da porta 13 ao final da transmissao
    digitalWrite(13, false);
    Serial.print("Valor enviado: ");
    Serial.println(Valor_CharMsg);
    delay(500);
  }
}
```


ANEXO C – PROGRAMA DO TESTE VIA RÁDIO DO MÓDULO RECEPTOR

Fonte: Arduinoecia, 2017.

```
//Programa : Comunicacao com Modulo RF 433 - Receptor
//Autor : Arduino e Cia
#include <VirtualWire.h>
//Define pino led
int ledPin = 5;
int valor_recebido_RF;
char recebido_RF_char[4];

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
  //Pino ligado ao pino DATA do receptor RF
  vw_set_rx_pin(7);
  //Velocidade de comunicacao (bits por segundo)
  vw_setup(5000);
  //Inicia a recepcao
  vw_rx_start();
  Serial.println("Recepcao modulo RF - Aguardando...");
}

void loop()
{
  uint8_t buf[VW_MAX_MESSAGE_LEN];
  uint8_t buflen = VW_MAX_MESSAGE_LEN;
  if (vw_get_message(buf, &buflen))
  {
    int i;
    for (i = 0; i < buflen; i++)
    {
      //Armazena os caracteres recebidos
      recebido_RF_char[i] = char(buf[i]);
    }
    recebido_RF_char[buflen] = '\0';
    //Converte o valor recebido para integer
    valor_recebido_RF = atoi(recebido_RF_char);
    //Mostra no serial monitor o valor recebido
    Serial.print("Recebido: ");
    Serial.print(valor_recebido_RF);
    //Altera o estado do led conforme o numero recebido
    if (valor_recebido_RF == 1)
    {
      digitalWrite(ledPin, HIGH);
      Serial.println(" - Led aceso !");
    }
    if (valor_recebido_RF == 0)
    {
      digitalWrite(ledPin, LOW);
      Serial.println(" - Led apagado !");
    }
  }
}
```