



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS – REGIONAL CATALÃO

UNIDADE ACADÊMICA ESPECIAL DE MATEMÁTICA E TECNOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM E OTIMIZAÇÃO



Rafael Mendes Faria

Sistema de Controle Ativo Inibidor de Lesões por Pressão

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CATALÃO – GO, 2017

**TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR
VERSÕES ELETRÔNICAS DE TESES E DISSERTAÇÕES
NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG**

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1. Identificação do material bibliográfico: ☒ **Dissertação** ☐ **Tese**

2. Identificação da Tese ou Dissertação:

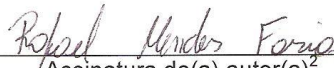
Nome completo do autor: Rafael Mendes Faria

Título do trabalho: Sistema de Controle Ativo Inibidor de Lesões por Pressão

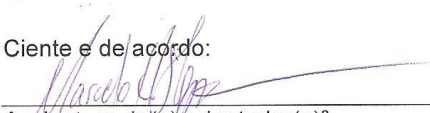
3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento ☒ **SIM** ☐ **NÃO**¹

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.


Assinatura do(a) autor(a)²

Ciente e de acordo:


Assinatura do(a) orientador(a)²

Data: 04/10/17

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. A extensão deste prazo suscita justificativa junto à coordenação do curso. Os dados do documento não serão disponibilizados durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de artigo em revista científica;
- Publicação como capítulo de livro;
- Publicação da dissertação/tese em livro.

² A assinatura deve ser escaneada.

RAFAEL MENDES FARIA

Sistema de Controle Ativo Inibidor de Lesões por Pressão

Dissertação apresentada como requisito parcial
para a obtenção do título de Mestre em
Modelagem e Otimização pela Universidade
Federal de Goiás – Regional Catalão.

Orientador:
Prof. Dr. Marcelo H. Stoppa

CATALÃO – GO
2017

Faria, Rafael Mendes
Sistema de Controle Ativo Inibidor de Lesões por Pressão [manuscrito] /
Rafael Mendes Faria - 2017.
xlii, 106 p.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo H. Stoppa.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Regional
Catalão, Catalão, Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, Catalão, 2017.
Bibliografia. Anexo.
Inclui siglas, lista de figuras.
1. Automação. 2. Pneumática. 3. Eletrônica. 4. Lesões por Pressão. 5.
Tecnologia Assistiva. I.
Stoppa, Marcelo H., orient. II. Sistema de Controle Ativo Inibidor de
Lesões por Pressão.



Defesa N° 20

Ata de Defesa Pública – Dissertação de Mestrado

Aos vinte e oito dias do mês de março do ano de 2017, às 9h:00 min, reuniram-se os componentes da banca examinadora, professores(as) Dr. Marcelo Henrique Stoppa (presidente e orientador), Dra. Ivânia Vera, e Dr. Heber Martins de Paula para, em sessão pública realizada no auditório Congadas do Centro Integrado em Pesquisa, da Regional Catalão (RC), da Universidade Federal de Goiás (UFG), procederem com a avaliação do trabalho intitulado “Sistema de Controle Ativo Inibidor de Lesões por Pressão”, em nível de Mestrado, área de concentração *Modelagem e Otimização*, de autoria de Rafael Mendes Faria, discente do Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização (PPGMO) da UFG/RC. A sessão foi aberta pelo presidente da banca, que fez a apresentação formal dos membros da banca. A seguir, a palavra foi concedida ao discente que, dentro do tempo regulamentar, procedeu a apresentação de seu trabalho. Terminada a apresentação, cada membro da banca arguiu o candidato, tendo-se adotado o sistema de diálogo sequencial. Terminada a fase de arguição, procedeu-se a avaliação do trabalho. Os membros da banca consideraram o trabalho final: (X) **Aprovado** (unanimidade) ou () **Reprovado** (por maioria simples). Cumpridas as formalidades de pauta, às 11h:30 min a presidência da mesa encerrou a sessão e para constar, eu Marcelo Henrique Stoppa, lavrei a presente Ata que, depois de lida e aprovada, segue assinada pelos membros da banca examinadora e pelo discente e, posteriormente, será homologada pelo Colegiado do PPGMO.

Catalão-GO, 28 de março de 2017.


Prof. Dr. Marcelo Henrique Stoppa
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC
(Presidente da Banca)


Profa. Dra. Ivânia Vera
IBioTec – UFG/RC


Prof. Dr. Heber Martins de Paula
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC


Discente: Rafael Mendes Faria
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC

Dedicatória

Dedico este trabalho ao meu querido Pai que nunca mediu esforços para me proporcionar uma educação de qualidade e minha santa Mãe que, junto com suas orações, está sempre de joelhos no chão orando a Deus Pai para que eu conseguisse o título de Mestre em Modelagem e Otimização.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, a Deus Pai por ter me dado forças a abençoado a escrita dessa dissertação. A meu Pai, Valdê Valta Vieira de Faria e minha santa Mãe Ione Mendes Teixeira pela base sólida e força para conquista dessa vitória.

Ao meu orientador Marcelo Henrique Stoppa por toda a assistência necessária e por ser como um pai na cidade de Catalão – GO.

A todos as amizades construídas durante a realização do Mestrado em Modelagem e Otimização, Guilherme Andrade, Guilherme Neto, Nayara de Souza, Gabriel Gomes, João Paulo Bento, Semebber Lino, Paulo Elias, Hércio Jesse, Cristiano Ferreira, Vinicius Mundim, Denis B., Luís Gustavo Jordão, Matheus Oliveira, Diogo Ribeiro.

A todos os professores que fizeram parte da minha formação na Universidade Federal de Goiás.

A meu antigo professor, Vitor Hugo de Castro e ao Edvan Siqueira por toda ajuda concedida.

A minha banca de qualificação, Professora Dra. Ivana Vera e o Professor Dr. Heber Martins de Paula pelos conselhos, orientações que levaram a conclusão desse trabalho.

Ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Triângulo Mineiro e todos os companheiros dessa instituição pela parceria e força para a aquisição desse título.

A Getúlio Albernaz Lobo, grande amigo que foi de fundamental importância para trilhar o caminho até a defesa.

Ao meu aluno Arlan Lino pela sua contribuição nesse projeto.

Ao laboratório de Modelagem e Prototipagem 3D da Universidade Federal de Goiás por toda a infraestrutura disponibilizada para realização desse trabalho.

Ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização (PPGMO) da Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão, pela oportunidade de estudo.

“Mas os que esperam no Senhor renovarão as suas forças, subirão com asas como águias, correrão e não se cansarão, caminharão e não se fadigarão”.

Isaías 40:31

RESUMO

FARIA, R. M. *Sistema de Controle Ativo Inibidor de Lesões por Pressão*. 2017. 106 p. Dissertação (Mestrado em Modelagem e Otimização) – Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão, Catalão – GO.

Nos locais de tratamento de pessoas acamadas, comumente em Unidades de Tratamento Intensivo, Instituições de Longa Permanência para Idosos e no próprio ambiente familiar devido à difusão do *home care*, é corriqueira a incidência de Lesões por Pressão (LPP). De modo a diminuir o sofrimento e aumentar a expectativa de vida dos enfermos com este problema são necessários métodos alternativos que possam ser introduzindo-os aos cuidados das equipes de enfermagem para alcançar a erradicação ou minimização das LPP. Este trabalho apresenta uma proposta de solução inovadora e de baixo custo para a prevenção da LPP. Aplicando conceitos de automação e controle, por meio de tecnologias existentes e componentes de baixo custo, é realizado o desenvolvimento de um dispositivo que visa auxiliar a equipe médica e todas as pessoas que têm a responsabilidade de cuidar de indivíduos acamados nos cuidados relacionados às LPP. O dispositivo é composto por sensores de pressão, umidade e temperatura, com consequente atuação em tempo real sobre essas três variáveis em pontos com maior probabilidade de acometimento das LPP.

Palavras-chaves: Automação, Pneumática, Eletrônica, Lesão por Pressão, Tecnologia Assistiva.

ABSTRACT

FARIA, R. M. *Active Control System Inhibitor of Pressure Ulcers*. 2017. 106 p. master's degree in Modelling and Optimization – Mathematics and Technology Institute, Federal University of Goiás – Catalão – GO - Brazil.

At the treatment sites of people who are bedridden, usually in Intensive Care Units, Long-Term Care Facilities for the Elderly and in the home environment due to the diffusion of home care, the incidence of Pressure Injury (LPP) is common. In order to reduce suffering and increase the life expectancy of patients with this problem, alternative methods are needed that can be introduced into the care of nursing teams to achieve the eradication or minimization of LPP. This paper presents a proposal of an innovative and low cost solution for LPP prevention. Applying concepts of automation and control, through existing technologies and low-cost components, the development of a device is developed that aims to assist the medical team and all those who have the responsibility of caring for individuals bedridden in LPP care. The device consists of pressure, humidity and temperature sensors, with a consequent real-time performance on these three variables at points with a higher probability of involvement of LPP.

Keywords: Automation, Pneumatics, Electronics, Pressure Injury, Assistive Technology.

.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – pressão nos capilares	24
Figura 2.2 – Pele clara: (a) Pele saudável (b) LPP no estágio 1.....	25
Figura 2.3 – Pele escura: (a) pele saudável (b) LPP no estágio 1.....	26
Figura 2.4 – Estágio 2.....	26
Figura 2.5 – Estágio 3: (a) Sem epíbole (b) Com epíbole	27
Figura 2.6 – Estágio 4.....	28
Figura 2.7 – LPP não classificável: (a) Com esfacelo ou escaras (b) Esfacelo ou escaras parcialmente removidas.....	28
Figura 2.8 – LPP Tissular Profunda	29
Figura 2.9 – pressão nos capilares	31
Figura 2.10 – pressão nos capilares	31
Figura 2.11 – Força de cisalhamento.....	32
Figura 2.12 – Pontos de pressão	34
Figura 2.13 – Pontos de pressão enquanto deitado de costas e de lado e quando sentado em uma cadeira.....	34
 Figura 3.1 – Válvulas direcionais.....	36
Figura 3.2 – Simbologia do bloqueio (a) e da passagem de ar (b) e (c).....	37
Figura 3.3 – (a) escape livre, (b) escape canalizado.....	37
Figura 3.4 – Válvulas direcionais FESTO®.....	38
Figura 3.5 – Válvulas Reguladoras de Fluxo Bidirecional.....	38
Figura 3.6 – Regulador de pressão.	39
Figura 3.7 – (a) Válvula de controle direcional 3/2 vias acionada por solenoide com retorno por mola (b) Simbologia.....	40
Figura 3.8 – Representação gráfica do retorno.....	41
Figura 3.9 – (a) Resistor – (b) representação do resistor em circuitos.	42
Figura 3.10 – Junção PN: Camada de depleção.	44
Figura 3.11 – (a) Simbologia (b) Diodo.	45
Figura 3.12 – Transistores (a) NPN (b) PNP.....	45
Figura 3.13 – Polarização do Transistor NPN.....	46
Figura 3.14 – Captura de elétrons pelo coletor.....	47

Figura 3.15 – Captura de elétrons pelo coletor.....	47
Figura 3.16 – Arduino®.	49
Figura 3.17 – Sensor de umidade e temperatura DHT11.	50
Figura 3.18 – Sensor de pressão: FSR.....	51
Figura 3.19 – HC-06.....	52
Figura 4.1 – Simulação realizada pelo Fluisim.	54
Figura 4.2 – Células infladas.	55
Figura 4.3 – Ajuste da chave de pressão.	56
Figura 4.4 – Simulação com pressão excessiva nos sensores P1, P3 e P5.	57
Figura 4.5 – Circuito de ligação da malha de pressão.....	58
Figura 4.6 – Ligação do FSR ao Arduino®.....	59
Figura 4.7 – Gráfico Força x resistência.....	60
Figura 4.8 – Gráfico Tensão x Força.....	60
Figura 4.9 – Esquema de ligação do sensor DHT11.	61
Figura 4.10 – Esquema de ligação do sensor DHT11.	61
Figura 4.11 – Nível lógico HC-06.	62
Figura 4.12 – Esquema de ligação do HC-06.....	63
Figura 5.1 – Diagrama Circuito pneumático	65
Figura 5.2 – Válvula 2/2 vias NF.	66
Figura 5.3 – Válvula 3/2 vias NF.	66
Figura 5.4 – Válvula 5/2 vias NA.....	67
Figura 5.5 – Regulador de pressão.	68
Figura 5.6 – Bloco Distribuidor em Régua de 10 saídas.	68
Figura 5.7 – Regulador de pressão.	69
Figura 5.8 – Circuito completo de operação do protótipo.....	70
Figura 5.9 – Fonte de alimentação regulável.....	71
Figura 5.10 – Esquema de utilização das portas do Arduino®.	71
Figura 5.11 – Ligação das portas do Arduino®.	72
Figura 5.12 – Placa de relés.....	73
Figura 5.13 – Esquema de ligação da Placa de relés.	74
Figura 5.14 – circuito equivalente e acionamento dos relés.....	74
Figura 5.15 – Aplicação diodo “roda livre”.	75

Figura 5.16 – (a) Gráfico da corrente em função do tempo durante a energização (b) Circuito elétrico indutivo em processo de energização e presença de força eletromotriz induzida.	76
Figura 5.17 – (a) Gráfico da corrente em função do tempo durante a desenergização (b) Circuito elétrico indutivo em processo de desenergização e presença de força eletromotriz induzida.	77
Figura 5.18 – Circuito simulado no MultiSim®.....	77
Figura 5.19 –Display do osciloscópio durante energização do solenoide.....	78
Figura 5.20 –Distúrbio no ponto de acoplamento comum após abertura de indutor.....	79
Figura 5.21 – Atenuação do distúrbio elétrico no sistema com a inserção do diodo.	79
Figura 5.22 – Análise física do comportamento da corrente com o diodo “roda livre” conectado.	80
Figura 5.23 – Aplicação diodo “roda livre”.	80
Figura 5.24 – Esquema de ligação dos sensores FSR e DHT11.	81
Figura 5.25 – FSR e DHT11, respectivamente.....	82
Figura 5.26 – Relé de acionamento das válvulas de controle de temperatura e umidade.	82
Figura 5.27 – (a) Bomba (b) válvulas hidráulicas.	83
Figura 5.28 – Sistema de controle ativo inibidor de LPP.....	83
 Figura 6.1 – Fluxograma de utilização parte I.....	 84
Figura 6.2 – Fluxograma de utilização parte II.	85
Figura 6.3 – Fluxograma de utilização parte III.	86
Figura 6.4 – Fluxograma de funcionamento parte I.	87
Figura 6.5 – Fluxograma de funcionamento parte II.	87
Figura 6.6 – Fluxograma de funcionamento parte III.....	88
Figura 6.7 – Fluxograma de funcionamento parte IV: Loop 01.	89
Figura 6.8 – Fluxograma de funcionamento parte V: Loop 02 – controle de temperatura.	90
Figura 6.9 – Fluxograma de funcionamento parte VI: Loop 02 – controle de umidade.	91
Figura 6.10 – Fluxograma de funcionamento parte VII: Loop 02 – controle de pressão.....	92
Figura 6.11 – Fluxograma de funcionamento parte VIII: Loop 02 – controle de pressão.	93
Figura 6.12 – Fluxograma Completo de funcionamento.	94
Figura 6.13 – Aplicativo Android® para controle do protótipo: S2 Terminal for Bluetooth Free.	95
Figura 6.14 – Display dispositivo Android®: S2 Terminal for Bluetooth Free.....	96

LISTA DE SÍMBOLOS

AVE — Acidente vascular encefálico

EERP — Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto

FSR — Force Sensitive Resistor

GND — Ground

ILPI — Instituições de Longa Permanência para Idosos

ISM — Industrial, scientific and medical

kPa — kiloPascal

LPP — Lesão por Pressão

mmHg — Milímetro de mercúrio

NA — Normalmente aberto

NF — Normalmente fechado

NPUAP — The National Pressure Ulcer Advisory Panel

NTC — Negative Temperature Coefficient

PID — Proporcional, integral e derivativo

R — Resistência

R_b — Resistência da Base

R_c — Resistência do Coletor

R_x — Receiver

T_x — Transmitter

UTI — Unidade de Terapia Intensiva

V_{bb} — Fonte de alimentação da base do transistor

V_{be} — Tensão entre a base e o emissor do transistor

V_{cc} — Fonte de alimentação do coletor do transistor

V_{ce} — Tensão entre coletor e emissor do transistor

V_{in} — Tensão de entrada

V_{out} — Tensão de saída

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	15
1.1	Motivação e Contextualização	15
1.2	Justificativa	17
1.3	Objetivos	21
1.3.1	Objetivo geral	21
1.3.2	Objetivos específicos	21
1.4	Metodologia	21
2.	LPP	24
2.1	As Lesões por Pressão	24
2.2	Estágios das LPP	25
2.3	Etiologia	30
3.	COMPONENTES ELÉTRICOS E PNEUMÁTICOS.....	36
3.1	Sistemas e componentes pneumáticos	36
3.1.1	Válvulas	36
3.1.2	Tipos de acionamentos	40
3.1.3	Retorno	41
3.2	Sistemas e componentes elétricos	41
3.2.1	Fontes de tensão	41
3.2.2	Resistência elétrica	42
3.2.3	Diodo	43
3.2.4	Transistor	45
3.2.5	Relé.....	48
3.2.6	Arduino®	48
3.2.7	Sensores	49
3.2.8	Bluetooth	51
4.	SIMULAÇÕES E SENSORIAMENTO	53
4.1	Simulação da malha de pressão	53
4.2	Circuito no controlador Arduino®	57

5.	CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO.....	64
5.1	Circuito pneumático.....	64
5.2	Circuitos Elétricos.....	69
6.	OPERAÇÃO DO PROTÓTIPO	84
6.1	Sistema de operação do protótipo	84
6.2	Funcionamento de sistema eletropneumático: Inicialização do protótipo.....	86
6.3	Funcionamento de sistema eletropneumático: Malha de controle de temperatura	89
6.4	Funcionamento de sistema eletropneumático: Malha de controle de umidade	90
6.5	Funcionamento de sistema eletropneumático: Malha de controle de pressão	91
6.6	Sistema de controle com dispositivo Android® via bluetooth	95
7.	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	98
	REFERÊNCIAS	100

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

1.1 Motivação e Contextualização

A Lesão por Pressão (LPP), antigamente denominada úlcera de decúbito e popularmente conhecida por escara, é um problema de saúde muito comum para a maioria das pessoas hospitalizadas em todo o mundo e em diferentes conjunções da saúde, principalmente aquelas que tiveram um acidente que comprometeu a mobilidade e sensibilidade (BORGHARDT, et al. 2016). Cadeirantes e pacientes que permanecem por longos períodos de tempo em apenas uma posição como, por exemplo, indivíduos vítimas de fratura na medula espinhal, acidente vascular encefálico (AVE), coma, dentre outros são os mais susceptíveis à enfermidade (MALAGUTTI, et al. 2011).

A incidência das LPP, tiveram um acréscimo significativo nos últimos anos devido ao aumento da expectativa de vida da população; situação que se justifica pelo fato de que algumas doenças graves que deixavam seus enfermos acamados por pouco tempo, devido à fatalidade da afecção, hoje são enfermidades que se transformaram em doenças crônicas, as quais são tratadas e, como consequência dessa mudança de perfil, leva a um crescente número de pessoas com lesões na pele, especialmente a LPP (MORAES, et al. 2016).

As LPP são um dos maiores contribuintes para a morbidez, mortalidade e redução da qualidade de vida nas instituições de longa permanência do idoso (ILPI) de todo o mundo. Os residentes, ao quais apresentam idade avançada, são os indivíduos mais frágeis e suscetíveis ao desenvolvimento da enfermidade, embora ela possa estar presente na vida de pacientes de todas as faixas etárias (MORAES, et al. 2016; PRIMARIS, 2008).

As LPP trazem um alto custo para todos. Ela resulta em sofrimento, dor, diminuição na qualidade de vida ou pode levar a óbito alguns pacientes. Para as casas de repouso, lares e abrigo para idosos, as LPP representam um período extra de trabalho árduo e suprimentos médicos gastos cuidando de uma condição evitável, bem como mais residentes hospitalizados (PRIMARIS, 2008).

Estudos feitos indicam custos elevadíssimos no tratamento das lesões por pressão. Nos Estados Unidos, o custo para cuidar de apenas uma LPP pode ser maior que US\$ 70.000, com um custo total, ultrapassando 11 bilhões de dólares por ano. Embora a LPP possa ser prevenida, mais de 10% dos pacientes nas casas de repouso no estado do Missouri

desenvolveram a enfermidade no ano de 2007. Hospitais americanos atualmente tem incentivo financeiro em parceria com as instituições de longa permanência para idosos, ILPI, para desenvolver programas de prevenção contra as LPP (PRIMARIS, 2008).

Cálculos indicam que de 1 a 3 milhões de pessoas desenvolvem LPP todo ano, mais de 2,5 milhões de LPP são tratadas e, em torno de 60 mil pessoas morrem de complicações causadas pelas LPP, dados que provam o quão oneroso são os gastos com o tratamento das lesões, capital que poderia ser empregado em outras áreas, como cuidado, prevenção e bem estar dos enfermos (DONER, 2009).

No Brasil, o número de casos e custos com tratamento para com a LPP, são desconhecidos. Os registros, tanto de prevalência como de incidência, são pouco frequentes, existindo apenas estimativas e estudos pontuais, abaixo discutidos (BORGES, et al. 2012).

Um estudo feito no ano de 2011 na unidade de terapia intensiva (UTI) do hospital público de ensino na cidade de Teresina, PI, em pessoas cujo período de internação foi superior às 48 h evidenciou a alta incidência das LPP na amostra estudada. Com 62 pacientes cooperando para a pesquisa, 29,03% apresentavam LPP, sendo estes 51,6% mulheres, 35,5% entre 49 e 58 anos, 58,1% vindos de cidades do interior do estado, 64% da etnia parda, 55,5% por afecções neurológicas, 14,5% com hipertensão arterial sistêmica, 66% com ausência de doenças anteriores, 58,3% das LPP se desenvolviam na região sacral, 19,17% das LPP apresentavam-se no estágio 2 da enfermidade conforme a NPUAP (*National Pressure Ulcer Advisory Panel*) e 70,8% com tempo de exposição de 3 a 4 dias (PEREIRA, et al. 2013).

Outro estudo realizado no hospital público de João Pessoa, PB, apresenta dados muito semelhantes aos das pesquisas mostradas anteriormente, mostrando mais uma vez a necessidade da busca por tratamentos eficazes para a erradicação das LPP. No acompanhamento de 36 pacientes nos meses de julho a outubro que ocupavam os leitos do hospital no ano de 2012, 22,2% dos pacientes desenvolveram as LPP, valor que se dividiu em partes iguais em ambos os sexos (50%), predominando em pessoas de pele branca (62,5%), 30,8% com idade igual ou inferior a 50 anos, 87,5% das pessoas desenvolveram as lesões em menos de 10 dias, 27,3% na região sacral e 63,6% das LPP se enquadravam no estágio 2 conforme classificação da NPUAP (2016) (SILVA, et al, 2013).

Pesquisas internacionais atuais mostram que a incidência das LPP variam de 14,3% a 18,7% e, entre estudos nacionais, a incidência varia de 23,1% e 59,5% (BORGHARDT et al. 2016).

Entre as décadas de 70 a 90 a incidência das LPP variou de 2,7% (GERSON, 1975) até 29,5% (CLARKE, KADHOM, 1988). Um grande estudo realizado nos EUA aponta uma taxa média de ocorrência das LPP de 9,2% (MEEHAN, 1990). Diferentes subgrupos, em alguns casos, se encontram sob um maior risco de desenvolvimento das feridas, incluindo pessoas tetraplégicas com 60% de ocorrência (RICHARDSON, MEYER, 1981), pacientes idosos com fratura no fêmur devido, principalmente, à osteoporose, com predomínio de 66% de incidência (VERSLUYSEN, 1986) e pessoas com a saúde em estado crítico apresentando 33% de predominância (DEMUTH, BRADEN, BERGSTROM, 1987).

É interessante comparar os dados atuais apresentados com informações de pesquisas realizadas por volta de três décadas atrás e verificar que a presença das LPP no mundo é cada vez mais grave. Baseados no orçamento hospitalar norte-americano, um estudo mostrou um incremento no número de internações envolvendo as LPP em aproximadamente 80% entre 1993 e 2006 onde, mais de 90% dos casos, a LPP não foi o motivo da internação (BERLOWITS, et al. 2016),.

A incidência e prevalência das LPP no mundo continuam muito elevadas, situação que comprova a carência de novas pesquisas. Existe a necessidade de fiscalizar se os conhecimentos científicos relacionados à prevenção das LPP estão sendo seguidos pelos profissionais da enfermagem na rotina diária. É de grande importância e necessidade a realização de novas pesquisas para aplicar, não somente na prevalência das LPP, mas principalmente na prevenção e tratamento com o objetivo de guiar as ações e dar o suporte necessário às práticas da enfermagem (MEDEIROS, et al. 2009).

A atenção à incidência das LPP é evidentemente visada num contexto clínico mundial principalmente pela questão de segurança dos pacientes e também pelo potencial de causar grandes prejuízos aos enfermos e aos serviços de saúde (SIMÃO et al. 2014).

1.2 Justificativa

Independentemente do aprimoramento dos cuidados com a saúde, conforme explicitado previamente, a prevalência das LPP continuam com índices muito elevados, principalmente nos doentes institucionalizados, fomentando a busca na área da ciência e tecnologia por estudos e projetos eficazes na solução deste problema (MALAGUTTI, et al. 2011).

A técnica utilizada para o tratamento das LPP permanece, de modo geral, dependente da experiência de cada pessoa cuidadora, sendo distinta entre os diferentes profissionais, e necessitando de comprovação científica (MALAGUTTI, et al. 2011).

Nesse momento, é preciso um olhar diferenciado para redução do sofrimento dos indivíduos que são vítimas das LPP, buscando primeiramente a prevenção e, se necessário, o tratamento das lesões de acordo com o estágio de desenvolvimento. As LPP podem ser evitadas com o conhecimento necessário dos fatores relacionados ao processo de formação em conjunto com o profissional da enfermagem, de modo que este busque detectar com antecedência o paciente com potencial de desenvolvimento desse tipo de lesão (SANTOS, et al, 2013).

Uma estratificação antecipada e regular, do risco de desenvolver uma LPP é de fundamental importância para o acolhimento de medidas preventivas apropriadas e para a prática de uma estratégia terapêutica ideal. Esta ação abrange métodos para redução de vetores relacionados ao controle de umidade e temperatura excessivas, otimização do estado geral e nutricional do paciente e a predisposição à hipoperfusão tecidual, que é a medida da quantidade de sangue que circula através dos capilares para a parte interior dos tecidos (MALAGUTTI, et al. 2011).

Existem vários meios de prevenção com a finalidade de proporcionar maior contribuição no sentido de capacitar e estender a habilidade clínica dos profissionais da saúde. A criação de escalas de análise de risco são alvos de diversos autores, as quais são destacáveis a eficácia quando aplicadas para prevenir e detectar as LPP, apresentando índices satisfatórios de validade preditiva, especificidade e sensibilidade (MALAGUTTI et al. 2011; SANTOS et al, 2013).

Na literatura, as escalas mais mencionadas são a de Waterlow, Norton e Braden, a qual, de acordo com (SANTOS et al, 2013), a última apresenta maior preditividade, de acordo com grande parte dos autores que foram referência de sua pesquisa em relação as escalas Waterlow e Norton. Dessa forma, é fácil perceber a importância da realização de estudos que avaliem metodologias, equipamentos e produtos para prevenir as LPP, passíveis de serem adaptados para diversos outros panoramas do ramo da saúde.

Mesmo com todas as técnicas desenvolvidas por pesquisadores das ações tecnológicas e de saúde, os cuidados com o tratamento das LPP demandam muito tempo e acrescentam gastos que poderiam ser evitados caso essa enfermidade não existisse. Diante dessa situação, é de grande necessidade a utilização da tecnologia a serviço da saúde e bem estar de pessoas que sofrem com a LPP. Os vários tipos de pesquisas no ramo tecnológico na busca por resultados

que visam encontrar saídas para contornar o problema das LPP. As áreas de desenvolvimento tecnológico, relacionadas a produtos hospitalares divulgam no mercado nacional e internacional diversos produtos com esse objetivo. O colchão é um dos principais alvos de pesquisas, pois dos objetos que ficam próximos ao corpo do enfermo, o colchão é o que tem maior contato, estando diretamente ligado ao quadro clínico do paciente (FERREIRA et al. 2011).

Os vários tipos de colchões existentes no mercado, como o colchão d'água, caixa de ovo ou os colchões de ar dinâmicos, auxiliam bastante a atividade dos profissionais da saúde, entretanto, trazem consigo outros problemas que complicam o quadro clínico daqueles que já estão debilitados. Objetos que estão em contato direto com o corpo de pessoas hospitalizadas podem se contaminar com patógenos multirresistentes, sendo assim, o colchão é um habitat perfeito para bactérias e outros microrganismos (ANDRADE et al. 2000).

Os colchões podem servir como depósitos de sujeira, e consequentemente, de microrganismos responsáveis por infecções que, para um paciente com LPP, pode ser uma sentença de morte (FERREIRA et al. 2011).

Os colchões caixa de ovo, com relação ao tratamento das LPP, são amplamente utilizados em conjunto com os colchões hospitalares convencionais e estão separados do corpo do enfermo por uma simples roupa de cama. Além da proximidade, o material que os colchões caixa de ovo são produzidos, espuma (os mais simples e acessíveis), é um fator complicador, devido ao problema de higienização (FERREIRA et al. 2011).

Segundo resultados da pesquisa de (FERREIRA et al. 2011) feita em 15 colchões do tipo caixa de ovo, o processo de lavagem e higienização não demonstrou êxito, pois apesar de ter diminuído as unidades formadoras de colônias de bactérias, as manteve em quantidade considerável e em várias amostras, a sujeira foi evidente.

Em contra partida, os colchões d'água em comparação com os colchões caixa de ovo, de acordo com o site da Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto (EERP), são mais fáceis de limpar devido ao material utilizado, são acessíveis à comunidade pelo baixo custo e podem ser utilizados em camas regulares no domicílio. Conquanto, a movimentação da água pode dificultar certos procedimentos; a mudança de local é complicada devido a grande massa, podendo chegar a 70 kg; fácil de ser danificado por objetos perfurantes; a cabeceira da cama não pode ser levantada e a água, devido ao seu alto calor específico, pode resfriar o corpo do paciente, sendo necessário o uso de um aquecedor, que por sua vez tem um alto consumo de energia elétrica, deixando o tratamento mais oneroso.

Atualmente existem empresas presentes no mercado nacional e internacional na área de comércio de tecnologias relacionadas ao tratamento das LPP, como a MedLevensohn® é uma das empresas com distribuidoras especializada em produtos de saúde e bem estar voltada para a vendas de produtos no segmento hospitalar, dentre outros. Um de seus produtos nesse segmento é a venda de colchões para prevenção das LPP: o Colchão de Pressão Alternada MedLevensohn®. De acordo com a empresa, os colchões de ar dinâmicos, tem o princípio de funcionamento baseado em inflar grupos de células alternadamente variando os pontos de pressão junto ao corpo e, dessa forma, criar uma dinâmica de movimentação que promove a circulação e assim ajuda a prevenção e combate as LPP. Esse produto tem muitas características que levam a um resultado eficaz com relação à prevenção das LPP, como a divisão da área utilizável do colchão em torno de 130 células (semelhante ao caixa de ovo) e uma capa protetora a prova d'água, sendo lavável e impermeável proporcionado à higienização (MEDLEVENSOHN, 2017).

Há outras empresas que revendem ou fabricam os colchões para prevenção das LPP como a AIR SUPPORT®, aks - Aktuelle® Krankenpflege Systeme®, ADL International®, dentre outros. Todos com o princípio de funcionamento muito semelhante ao primeiro, ou seja, com atuação passiva.

Embora toda a tecnologia existente no mercado para erradicação das LPP, os colchões de ar dinâmico podem e devem ser melhorados, uma vez que esses produtos são desprovidos de sensores de pressão, temperatura e umidade, variáveis importantíssimas na prevenção das LPP. O controle dessas variáveis na interação entre o corpo do paciente e o colchão é de suma importância para a prevenção das lesões. Um produto com essas características pode agir de forma direta nos locais mais propícios ao desenvolvimento das LPP, inflando ou esvaziando um grupo de células específicas e assim, distribuindo a pressão, reduzindo temperatura e umidade dessa parte do corpo e, dessa forma, alcançando um resultado bem mais eficiente no tratamento.

A introdução da engenharia na área médica é muito importante para a criação de soluções eficientes. A melhoria das tecnologias já existentes é um dos objetivos dessa dissertação propondo o desenvolvimento de um dispositivo dotado de sensores, microcontrolador, válvulas de controle, dentre outros componentes, trabalhando em uma malha fechada de controle ativo. A proposta é uma alternativa inovadora que pode se adequar a uma gama enorme de pacientes acamados. A utilização de componentes mais acessíveis que buscam em tempo real os pontos de maior pressão no corpo do paciente e, a partir desses dados, realizar uma atuação precisa para prevenção das LPP.

É viável ressaltar que a construção desse protótipo visa despertar o interesse e o foco da ciência e tecnologia para alternativas eficientes e de baixo custo. Essa dissertação não tem como foco a pesquisa de materiais ideais para compor o produto final, mas sim que é possível atingir o objetivo com adaptações e boas ideias.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo geral

Desenvolver tecnologias na prevenção das Lesões Por Pressão aplicando conceitos de automação e controle no desenvolvimento de um dispositivo de sensoriamento de pressão, temperatura e umidade, com posterior atuação pneumática e trocas de calor em controle de malha fechada, construído com componentes de baixo custo.

1.3.2 Objetivos específicos

- Estudar as Lesões Por Pressão para compreender causas, efeitos e como se desenvolvem objetivando a obtenção de dados para aplicação em sensores, microcontroladores e outros componentes do projeto.
- Identificar possíveis componentes eletrônicos e pneumáticos para o desenvolvimento do dispositivo automatizado.
- Avaliar princípio de funcionamento, limitações e aplicações destes componentes.
- Construir um protótipo de maneira a analisar a operação em tempo real do controle ativo em malha fechada.

1.4 Metodologia

Trata-se de um estudo baseado em revisão bibliográfica sobre as LPP de modo a mostrar as características da afecção, prevalência e, a partir dos vetores que proporcionam o desenvolvimento das lesões, propor a idealização de um dispositivo de baixo custo, realização de simulações e construção de um protótipo destinado à prevenção e a ajuda no tratamento das LPP em pacientes acamados.

A delimitação da pesquisa foi realizada visando à busca de dados pertinentes ao desenvolvimento da proposta de idealização de um protótipo para prevenção das LPP, extraído da literatura valores numéricos como pressão de risco, período necessário para início das lesões e intervalo de tempo para mudança de decúbito.

Para tanto, foi realizada uma pesquisa bibliográfica em diversos materiais relacionados às LPP, desde a leitura de dissertações de mestrados, teses de doutorado na área de prevalência e prevenção, revisão de cartilhas e guias de anticoncepção, manuais de tratamento, análise de escalas de risco, busca por informações sobre produtos já existentes no mercado e revisão de artigos com abordagem anterior e pós a ocorrência das LPP.

Os critérios da pesquisa foram baseados tanto em obras clássicas quanto em trabalhos atualizados (2016), de modo a fazer um estudo comparativo e demonstrar a necessidade da pesquisa na área de tecnologia assistiva e no desenvolvimento de equipamentos e protótipos usando avanços tecnológicos. Desse modo pode-se apontar a existência de caminhos alternativos que levam ao objetivo de sanar as necessidades relacionadas às LPP de maneira economicamente acessível.

A análise da viabilidade da criação do protótipo foi realizada com base na simulação computacional, tanto da parte pneumática quanto da análise de circuitos eletrônicos. Foram verificados dados de pressão de linha de comando e parâmetros elétricos como tensão e corrente, colocando componentes como reguladores de fluxo de ar, diodos antiparalelos, chaveamento via transistores e o desacoplamento dos sistemas utilizando fontes de alimentação diferentes de modo a aumentar a confiabilidade do dispositivo como um todo.

O desenvolvimento do projeto e a escrita da dissertação podem ser divididos em quatro etapas principais. Primeiramente, foi realizada uma revisão bibliográfica nas principais obras sobre as LPP e coleta de dados nos órgãos destinados a estudar e propor novos tratamentos contra a patologia como a NPUAP, Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto – USP e a Sociedade Brasileira de Estomatoterapia. O entendimento da afecção e a coleta de dados foram aplicados no desenvolvimento do protótipo respeitando os aspectos biológicos propostos pela medicina.

Na segunda etapa, fez-se um estudo detalhado dos componentes necessários para o funcionamento do dispositivo como sensores, válvulas, microcontroladores, bombas/compressores e componentes eletrônicos. Foi necessária a análise de catálogos de fabricantes, *datasheets* e revisão livros para uma fundamentação teórica verticalizada, verificando a viabilidade dos componentes e se eles se enquadravam no problema estudado. Verificou-se, por exemplo, que não é interessante a escolha de sensores que não tenham a sensibilidade necessária ou se na faixa de medição desejada, eles não exprimirem uma medida eficaz. Foi realizada ainda, a descrição do funcionamento de cada componente e elaborado um diagnóstico da viabilidade e limitações destes itens no projeto de desenvolvimento do dispositivo.

Na terceira etapa, baseando-se nos dados obtidos nas etapas anteriores, foram realizadas simulações computacionais utilizando softwares como o Fluisim[®], Multisim[®] e o Fritzing[®]. Na sequência, foi iniciada a parte prática do projeto, onde, após a aquisição dos componentes e equipamentos, construiu-se um protótipo de colchão de ar temporizado com atuação pneumática provido de sensores considerados os dados catalogados.

Juntamente com os sensores e componentes descritos nesse trabalho, foram utilizadas câmaras de ar de borracha como células de ar e um compressor, de modo que este forneça ar pressurizado às câmaras continuamente, válvulas direcionais responsáveis pelas funções de inflar e desinflar conforme dados oriundos do Arduino[®], que por sua vez, recebe informações dos sensores de pressão, temperatura e umidade. Para assegurar o não rompimento das células de ar, foram utilizadas válvulas reguladoras de fluxo de ar, que controlam a pressão ideal para o funcionamento do protótipo, em cada célula.

Ainda na terceira etapa, foi realizado o controle de temperatura e umidade em malha fechada através de um comando do controlador que aciona uma bomba que circula água através das células do protótipo. Além disso, acione uma válvula que ativa um sistema de ventilação e ocorra assim a secagem do corpo do paciente reduzindo o valor medido das duas variáveis de controle.

A última etapa do projeto é baseada na idealização da aplicação de tecnologia *bluetooth* para controle do protótipo de modo a existir uma forma alternativa de atuação. A aplicação desta, objetiva flexibilizar o sistema de controle de forma que o cuidador não precise interagir diretamente com o paciente. Assim, a pessoa responsável pelo enfermo pode, utilizando qualquer dispositivo Android[®] que possua a tecnologia *bluetooth*, atuar de modo remoto no sistema. São apresentados ainda, fluxogramas que auxiliam o entendimento do funcionamento do sistema visando facilitar a operação do protótipo.

Capítulo 2

LPP

O objetivo deste capítulo é a introdução de conceitos fundamentais para a realização de uma análise do fenômeno relacionado a um dos maiores problemas enfrentados por pacientes acamados em todo o mundo, a Lesão por Pressão (LPP).

2.1 As Lesões por Pressão

A Lesão por Pressão (LPP), antigamente chamada de úlcera de decúbito, escara e úlceras por pressão são lesões na pele afetando ou não o tecido subjacente, ocorrendo na maioria das vezes em regiões de proeminência óssea como resultado de forças de contato (pressão, cisalhamento e fricção) e de outros fatores contribuintes. A região de incidência das LPP é uma área de morte celular, onde uma região de pele branda é comprimida entre o tecido ósseo e uma superfície rígida por um longo período de tempo (NPUAP, 2016).



Fonte: CALIRI, 2010

Este é um problema muito significativo, afligindo um grande número de pessoas, de todas as idades, que sofrem nas camas dos hospitais, instituições de longa permanência para idosos (ILPI) e no próprio ambiente domiciliar. Combinada com outros problemas, ela surge em consequência de múltiplos fatores como, principalmente, a falta de mobilidade do paciente;

situação a qual uma parte do corpo fica pressionada por um período prolongado de tempo (PRIMARIS, 2008; BERGSTROM et al, 1992; ALLMAN et al, 1995; CALIRI, 2010).

2.2 Estágios das LPP

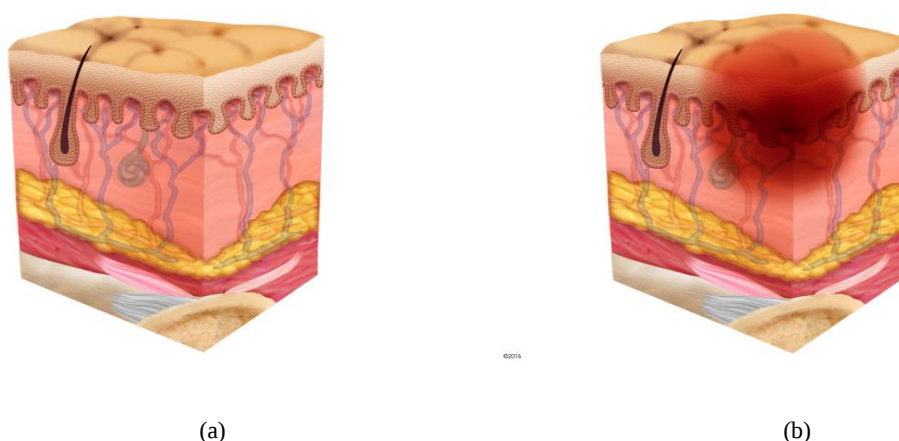
Em abril de 2016, *National Pressure Ulcer Advisory Panel* (NPUAP), publicou novas diretrizes para classificação das LPP, antes conhecidas como úlceras por pressão. As LPP passam por algumas etapas de desenvolvimento, classificadas de acordo com o grau de danos ao tecido observado. Os estágios da LPP testão descritos de acordo com os novos conceitos, terminologia e estágios, com a adaptação culturalmente ao Brasil (NPUAP, 2016; CALIRI, et al. 2016).

➤ Estágio 1: Pele íntegra com eritema não branqueável

Apresenta pele intacta com uma vermelhidão que não passa com o tempo. Este é o primeiro alerta da presença das LPP. O aspecto avermelhado ou alterações na consistência, sensação ou temperatura precedem diferenças visuais. Alterações na cor não abrangem a descoloração púrpura ou castanha, que pode advertir LPP em tecidos mais profundos (NPUAP, 2016).

Nas Fig 2.2 e 2.3 (a) mostra a situação em que não há presença de LPP. As Figs. 2.2 e 2.3 (b) representam a pele com LPP no estágio 1 da lesão.

Figura 2.2 – Pele clara: (a) Pele saudável (b) LPP no estágio 1



Fonte: NPUAP, 2016

Nessa fase pode haver alguma dificuldade em identificar os sintomas em pessoas de pele negra, mas endurecimento, calor ou descoloração da pele também podem ser características da presença do estágio inicial das LPP (NPUAP, 2016).

Figura 2.3 – Pele escura: (a) pele saudável (b) LPP no estágio 1

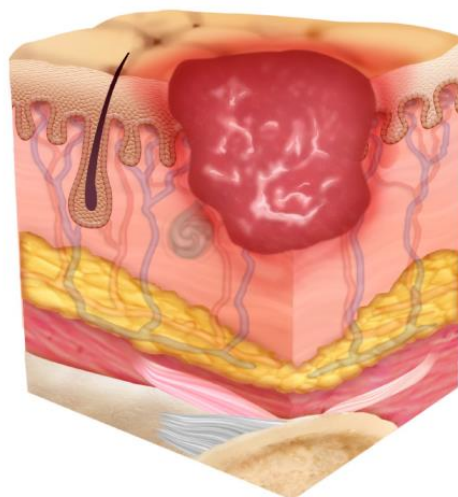


Fonte: NPUAP, 2016

➤ **Estágio 2: Perda da pele em sua espessura parcial com exposição da derme**

Perda parcial da espessura da pele envolvendo a exposição da derme. O leito da ferida é viável. De coloração vermelha ou rosa, úmido e pode apresentar-se como bolha intacta ou rompida. Nesta lesão, a gordura e tecidos mais profundos não são aparentes. Tecido de granulação, esfacelo e escara não estão presentes. Essas lesões geralmente resultam de microclima inadequado e cisalhamento da pele na região da pélvis e calcâneo. Esse estágio não deve ser usado para descrever lesões da pele associadas à umidade. A lesão de pele é associada a adesivos médicos ou feridas traumáticas (fricção, queimaduras, abrasões) (NPUAP, 2016).

Figura 2.4 – Estágio 2

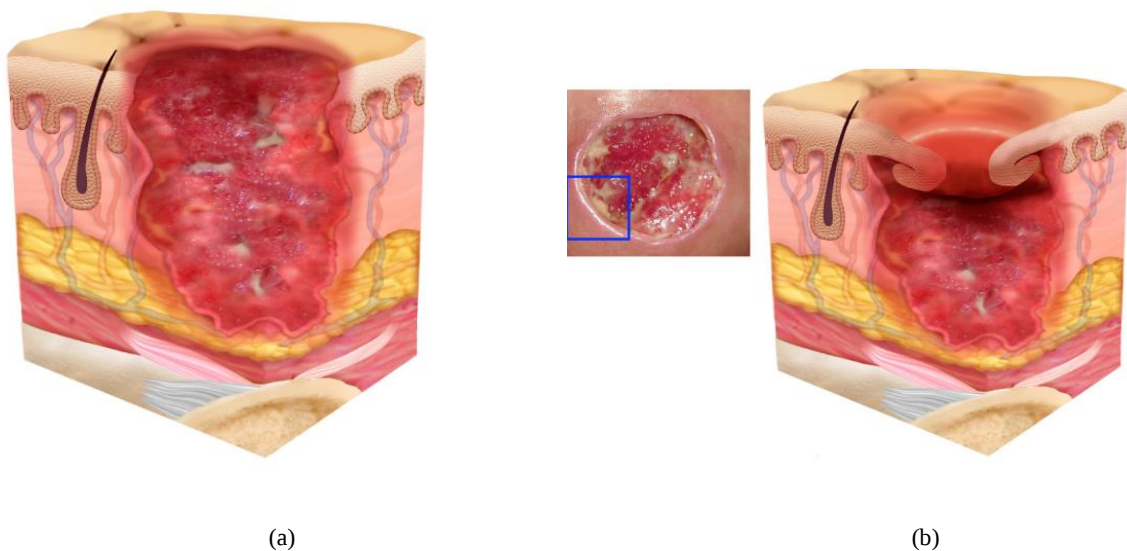


Fonte: NPUAP, 2016

➤ **Estágio 3: Perda da pele em sua estrutura total**

Perda da espessura total da pele na qual há visualização do tecido adiposo e, frequentemente, tecido de granulação e epíbole (lesão com bordas enroladas – Fig. 2.5b) estão presentes. Esfacelo e/ou tecido necrosado pode estar visível. A profundidade do dano tissular varia conforme a localização anatômica; áreas com adiposidade significativa podem desenvolver lesões profundas. Podem ocorrer descolamento e túneis. Não há exposição da fáscia, músculo, tendão, ligamento, cartilagem e/ou osso. Quando o esfacelo ou tecido necrosado prejudica a identificação da extensão da perda tissular, deve-se classificá-la como LPP não classificável (NPUAP, 2016).

Figura 2.5 – Estágio 3: (a) Sem epíbole (b) Com epíbole

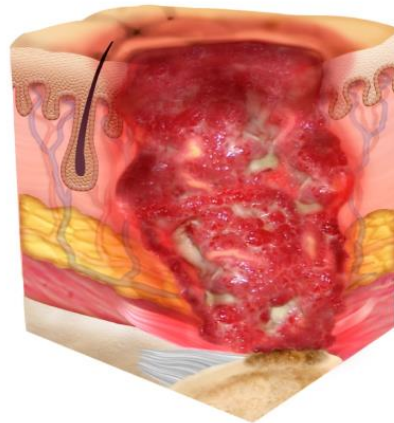


Fonte: NPUAP, 2016

➤ **Estágio 4: Perda da pele em sua espessura total e perda tissular**

Perda total da pele e perda tissular com exposição ou palpação direta da fáscia, músculo, tendão, ligamento, cartilagem ou osso. Esfacelo e/ou tecido necrosado pode ser visível. Epíbole, descolamento e/ou túneis ocorrem frequentemente. A profundidade varia conforme a localização anatômica. Quando o esfacelo ou tecido necrosado prejudica a identificação da extensão da perda tissular, deve-se classificá-la como LPP não classificável (NPUAP, 2016).

Figura 2.6 – Estágio 4

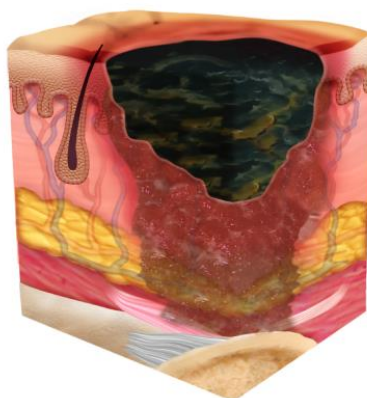


Fonte: NPUAP, 2016

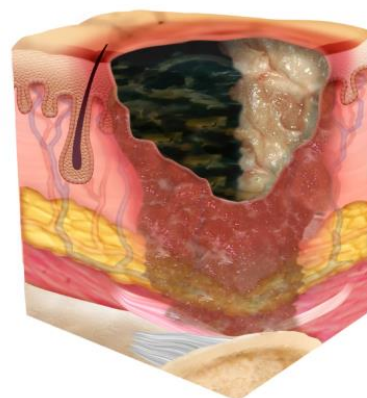
- **LPP Não Classificável: Perda da pele em sua espessura total e perda tissular não visível.**

Perda da pele em sua espessura total e perda tissular na qual a extensão do dano não pode ser confirmada porque está encoberta pelo esfacelo ou tecido necrosado. Ao ser removido (esfacelo ou escara), LPP em Estágio 3 ou Estágio 4 ficará aparente (Fig. 2.7 b). Escara estável (isto é, seca, aderente, sem eritema ou flutuação) em membro isquêmico ou no calcâneo não deve ser removida (NPUAP, 2016).

Figura 2.7 – LPP não classificável: (a) Com esfacelo ou escaras (b) Esfacelo ou escaras parcialmente removidas



(a)



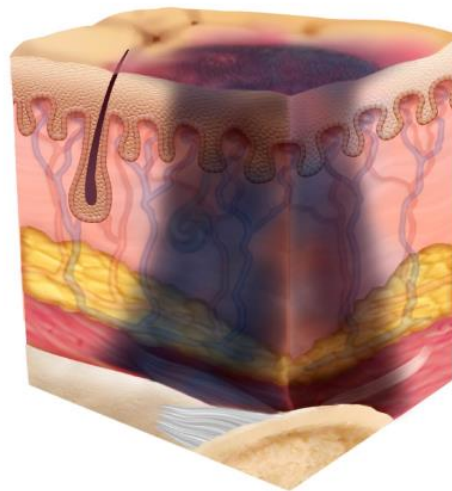
(b)

Fonte: NPUAP, 2016

➤ **LPP Tissular Profunda: descoloração vermelho escura, marrom ou púrpura, persistente e que não embranquece.**

Pele intacta ou não, com área localizada e persistente de descoloração vermelha escura, marrom ou púrpura que não embranquece ou separação epidérmica que mostra lesão com leito escurecido ou bolha com exsudato sanguinolento. Dor e mudança na temperatura frequentemente precedem as alterações de coloração da pele. A descoloração pode apresentar-se diferente em pessoas com pele de tonalidade escura. Essa lesão resulta de pressão intensa e/ou prolongada e de cisalhamento na interface osso-músculo. A ferida pode evoluir rapidamente e revelar a extensão atual da lesão tissular. Quando tecido necrótico, tecido subcutâneo, tecido de granulação, fáscia, músculo ou outras estruturas subjacentes estão visíveis, isso indica LPP com perda total do tecido (LPP Não Classificável ou Estágio 3 ou Estágio 4). Não se deve utilizar a categoria Lesão por Pressão Tissular Profunda para descrever condições vasculares, traumáticas, neuropáticas ou dermatológicas (NPUAP, 2016).

Figura 2.8 – LPP Tissular Profunda



Fonte: NPUAP, 2016

➤ **LPP Relacionada a Dispositivo Médico.**

Essa terminologia descreve a etiologia da lesão. A LPP Relacionada a dispositivo médico resulta do uso de dispositivos criados e aplicados para fins diagnósticos e terapêuticos. A LPP resultante geralmente apresenta o padrão ou forma do dispositivo. Essa lesão deve ser categorizada usando o sistema de classificação de LPP (NPUAP, 2016).

➤ **LPP em Membranas Mucosas.**

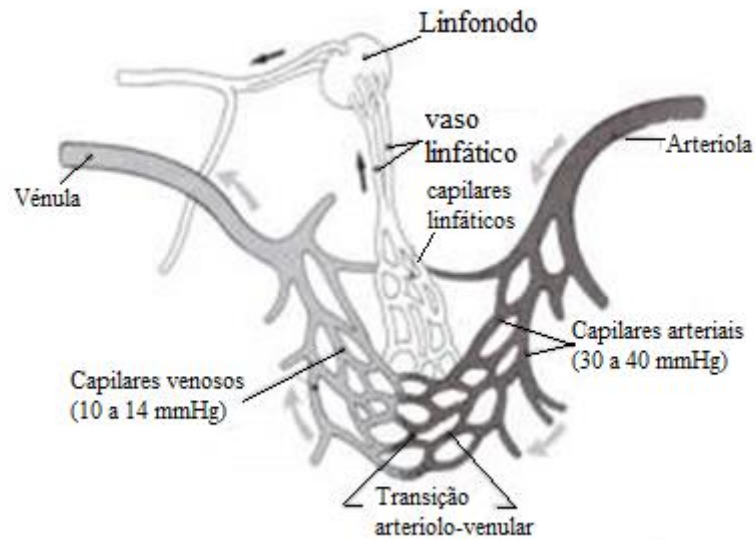
A LPP em membranas mucosas é encontrada quando há histórico de uso de dispositivos médicos no local do dano. Devido à anatomia do tecido, essas lesões não podem ser categorizadas (NPUAP, 2016).

2.3 Etiologia

Com relação à etiologia (causas) da LPP, existem duas categorias, denominadas fatores intrínsecos e extrínsecos. Os intrínsecos são aqueles relacionados à saúde do indivíduo, os quais são: envelhecimento, incontinência, pele com alta sensibilidade, diminuição da tonicidade muscular, lesão medular, dentre outros (MALAGUTTI, et al. 2011). Os extrínsecos são os fatores relacionados ao ambiente que o paciente ocupa, como posicionamento, a higiene da equipe de saúde para com o paciente, umidade do leito, uso de gesso e outros recursos ortopédicos, temperatura elevada, postura incorreta e má uso de agentes químicos e físicos (SOUZA, 1988).

De acordo com o site Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto – USP (EERP, 2010), o capilar que irriga a parte interna da pele desempenha um papel importante. A pressão capilar na parte final arterial é de 30 a 40 mmHg, no final venoso de 10 a 14 mmHg e de 25 mmHg na região mediana do capilar como ilustrado na Fig. 2.9. Segundo ROMANELLI (2006), a pressão necessária para o fechamento capilar em um determinado tecido é de 32 mmHg (4,3 kPa), valor que pode variar de um tecido para outro. Na média, os valores aceitos são de 12 a 32 mmHg, pressão que leva o bloqueio do fluxo sanguíneo causando a hipóxia tecidual, ou seja, a falta de oxigênio no tecido e a impossibilidade de realização das funções celulares levando à necrose. Após o desenvolvimento da isquemia no local, o primeiro sintoma a aparecer é o eritema (vermelhidão) devido ao acúmulo de sangue, surgindo uma mancha vermelho vivo à medida que o sistema circulatório tenta suprir de oxigênio o tecido em hipóxia (DELISA; GANS, 2002; SMELTZER; BARE, 2005; YARKONY, 1994).

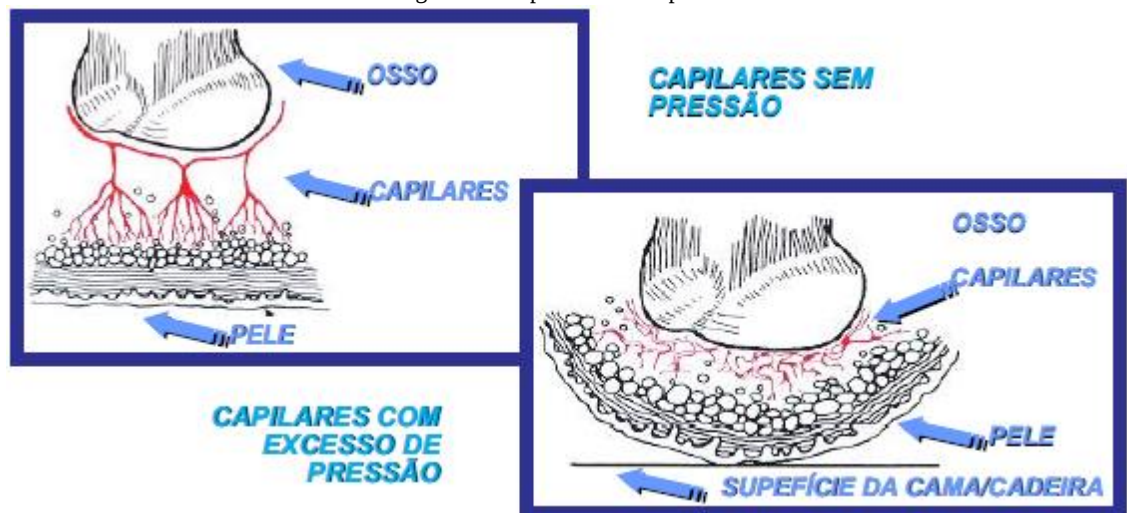
Figura 2.9 – pressão nos capilares



Fonte: PIEPER, 2000

A Fig. 2.10 mostra a ação da pressão sobre os capilares causada pelos ossos do indivíduo, gerando a interrupção no fluxo sanguíneo.

Figura 2.10 – pressão nos capilares



Fonte: CALIRI, 2010

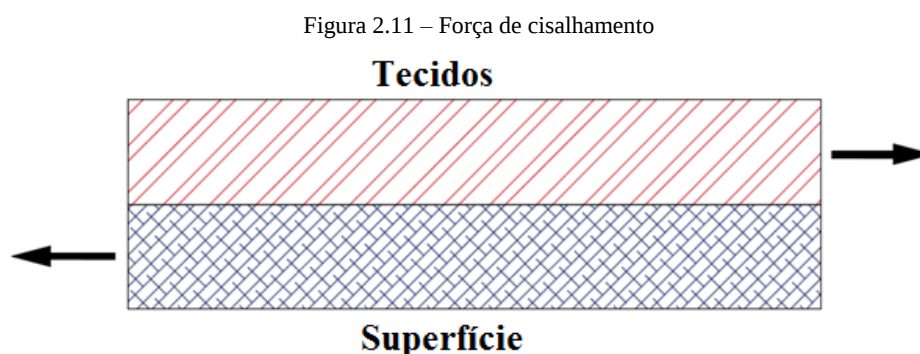
Existem também outras condições relevantes que devem ser analisadas com relação ao desenvolvimento das LPP: o tempo de exposição do tecido à pressão e a tolerância tecidual (CALIRI, 2010).

A duração da pressão é um fator importante que deve ser considerado em paralelo com a intensidade da pressão. A relação entre o tempo e a pressão é inversa, ou seja, para

desenvolver a enfermidade, uma pressão de baixa intensidade aplicada sobre uma região por um longo período ou uma pressão de alta intensidade em um período curto de tempo (EERP, 2010).

A tolerância do tecido está relacionada à capacidade da pele e os tecidos abaixo da mesma em trabalharem juntos e redistribuir os esforços os quais são submetidos. Dentre os fatores que influenciam a tolerância tecidual estão às forças de fricção e cisalhamento, a humidade e o déficit nutricional (EERP, 2010).

A força de cisalhamento é um estresse mecânico que é paralelo à superfície de interesse. No caso da LPP, a direção do vetor é tangencial aos tecidos em contato com a superfície, conforme a Fig 2.11



Fonte: o próprio autor, 2016

Quando um alto nível de cisalhamento está presente, a pressão externa total necessária para produzir uma obstrução vascular é apenas a metade do que quando o cisalhamento não está presente. Um exemplo utilizado por muitos autores dessa situação é quando o paciente está deitado e a parte superior da cama está elevada, formando um plano inclinado (ROMANELLI, 2006).

Automaticamente surge uma grande força compressiva localizada nos tecidos sacrais; a fáscia muscular, que é a lâmina muscular de tecido conjuntivo que cobre os músculos, mais profunda move-se para baixo junto com a estrutura óssea como resultado das forças gravitacionais, enquanto ao mesmo tempo a fáscia sacral superior, semelhante à fáscia muscular, permanece aderida à derme. Este efeito pode ser reduzido se o colchão do paciente está coberto por um lençol permeável de duas vias para ajudar a reduzir o acúmulo de umidade entre a pele e o colchão (ROMANELLI, 2006).

Embora, se os efeitos do cisalhamento forem prolongados na presença de umidade, pode ocorrer o alongamento da microcirculação da pele e se não for diagnosticado, isso pode

levar a avulsão (rompimento) dos capilares e arteríolas locais, aumentando a possibilidade de desenvolvimento de necroses localizadas nos tecidos (ROMANELLI, 2006; PARALYSED VETERANS OF AMERICA, 2014).

Embora a força de cisalhamento seja diferente de pressão (compressão), é praticamente impossível separá-las, ou seja, criar pressão sem cisalhamento e cisalhamento sem pressão (ROMANELLI, 2006)..

A força de fricção ocorre quando duas superfícies se movem uma em contraposição à outra, por exemplo, quando um paciente passa por uma transferência da cama para a cadeira de rodas. A fricção por si só não é um fator primário para desenvolver LPP. Embora, ela possa acelerar a danificação da epiderme ou ser a causa inicial das lesões compondo os efeitos da pressão e das forças de cisalhamento. Se a superfície na qual o paciente está alocado estiver úmida, o coeficiente de fricção irá aumentar e, se incrementar o suficiente, com certeza levará a aderência da pele da pessoa à superfície de apoio, logo, resultando em um aumento de qualquer efeito de cisalhamento associado (ROMANELLI, 2006).

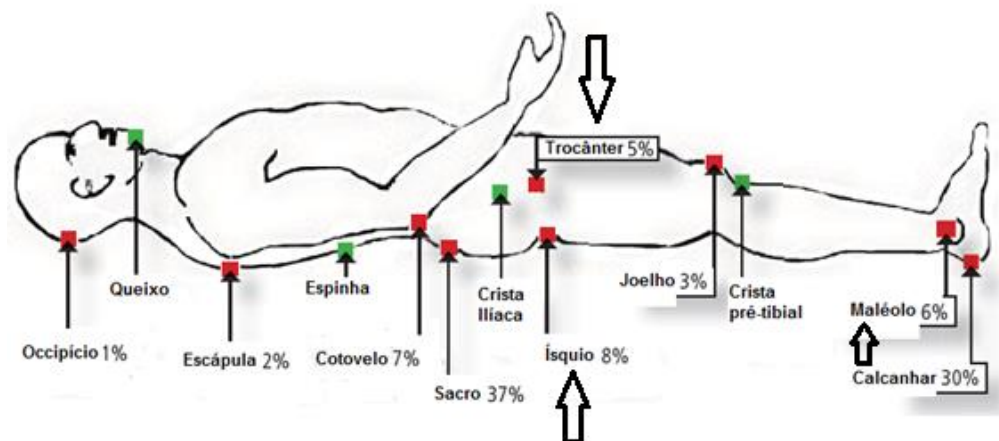
Segundo (LONGE, 1986), o contato frequente ou excessivo com a umidade pode reduzir a força tênsil da pele, resultando na sua ruptura. Cinco estudos com os estágios 2 a 4 das LPP, como resultado, encontraram umidade na forma fecal ou urinária o que significativamente contribuiu para o desenvolvimento da enfermidade (SCHUE & LANGEMO, 1999; ALLMAN, 1991; OKAMOTO et al. 1983; LOWTHIAN, 1976; ALLMAN et al. 1986). Embora, em estudos das lesões no estágio 1 em diante, (LOFGREN et al. 1989) encontraram associação entre a incontinência fecal e urinária com o desenvolvimento da LPP, mas a associação não obteve significância estatística.

Com relação à alimentação, se o paciente não tiver uma nutrição dentro dos padrões, ou seja, ingerindo os nutrientes necessários para uma boa saúde, isso compromete todo o corpo, inclusive a saúde da pele e dos tecidos subjacentes favorecendo o aparecimento de infecções e agravando o quadro das LPP. Muitos estudos indicam que o estado de nutrição está relacionado com o desenvolvimento de LPP e a cicatrização. Estudiosos sobre o problema encontraram um aumento no risco do desenvolvimento das LPP quando os níveis de soro de albumina estavam abaixo de 30g/L, a contagem de linfócitos é abaixo de 1500 mm², as dobras dos tríceps, as quais são medidas na parte posterior do braço, paralelamente ao eixo longitudinal, estão abaixo de 2,5 mm nos homens e 3,0 mm nas mulheres, má alimentação e perda de peso (ALLMAN et al. 1995).

(LIDOWSKI, 1988) e (GOODE & ALLMAN 1989) também recomendam uma suplementação alimentar de altos níveis de proteína, vitamina C e zinco.

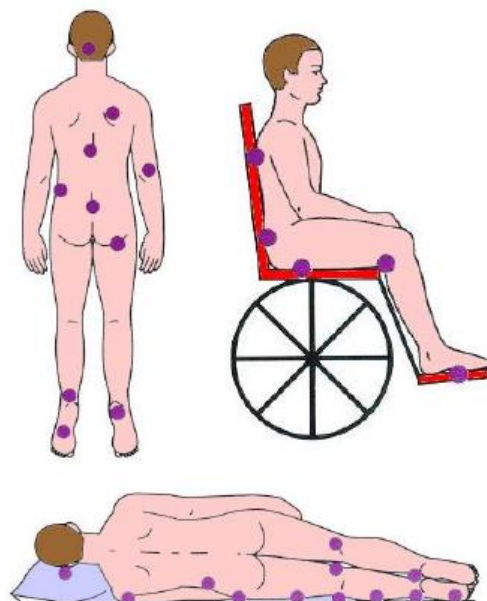
As Fig. 2.12 e 2.13 mostram os locais mais comuns de ocorrências de LPP. As úlceras se formam principalmente nos locais onde existem proeminências ósseas e estas regiões ficam em contato com a superfície rígida. Os pontos de pressão vão depender de como a pessoa está posicionada na superfície. Se o paciente está deitado de costas, como pode ser visto na Fig. 2.12, calcanhares, sacro e a região das nádegas são as mais susceptíveis ao desenvolvimento das LPP. Se o indivíduo está deitado de lado, as regiões mais sensíveis são o trocânter e o maléolo. Já na posição sentada, o desenvolvimento da enfermidade vai depender da posição que a pessoa está e dos pontos de pressão mais agudos; a região do ísquio é o principal alvo da úlcera (CALIRI, 2010).

Figura 2.12 – Pontos de pressão



Fonte: Adaptado de FERRIS MFG, 2013.

Figura 2.13 – Pontos de pressão enquanto deitado de costas e de lado e quando sentado em uma cadeira.



Fonte: CALIRI, 2010.

Durante muitos anos a LPP foi colocada como um problema relacionado à equipe de enfermagem que era destinada a cuidar dos pacientes que sofrem nas camas dos hospitais, ILPI etc. Segundo (NIGHTINGALE, 1989), esse fato é bem destacado na sua obra e nas notas descritas, onde pode-se perceber que se o doente se sente frio, febril, tem mal estar após se alimentar ou ainda tem a presença de LPP, na maioria das vezes, não é devido à enfermidade, mas sim a enfermagem.

A engenharia junto com o avanço tecnológico tem permitido relevantes avanços em todas as áreas relacionadas ao bem estar da população como um todo, não sendo diferente na área médica. Diversos equipamentos são criados e aperfeiçoados a cada dia proporcionando melhores condições de trabalho para médicos e enfermeiros e aumento a qualidade de vida dos pacientes e, principalmente, aumentando a expectativa de vida destes.

Na contemporaneidade, enfermeiros dos hospitais de todo o mundo passam por uma cansativa tarefa de sempre estar monitorando os pacientes que fazem parte do grupo de risco e, a cada hora, tem o dever de mudar o posicionamento do enfermo no seu leito para aliviar a pressão de partes específicas do corpo, horários que devem ser estabelecidos previamente e estarem disponíveis por escrito para que seja realizado o reposicionamento. Este trabalho custa indiscutivelmente, um tempo valioso, o qual poderia estar sendo utilizado em outras atividades, além de estar suscetível a falhas (CALIRI, 2010).

Na busca por soluções inteligentes, os próximos capítulos descreverão uma aplicação tecnológica visando a prevenção das LPP.

Capítulo 3

COMPONENTES ELÉTRICOS E PNEUMÁTICOS

Neste capítulo serão apresentados os componentes elétricos e pneumáticos avaliados para utilização no dispositivo e aplicados nas simulações. Além disso, serão descritos os princípios de funcionamento de cada sistema de modo individual e do sistema como um todo.

3.1 Sistemas e componentes pneumáticos

Entende-se por pneumática o estudo das propriedades físicas do ar e outros gases, sendo este empregado como elemento de trabalho em diversas aplicações (PARKER, 2000).

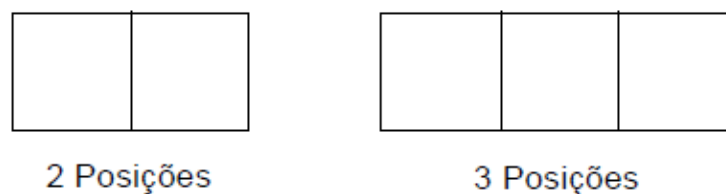
3.1.1 Válvulas

As válvulas são componentes pneumáticos responsáveis por realizarem o controle de intensidade de vazão ou pressão, orientação de fluxos de ar, bloqueio e são classificadas nos seguintes grupos (PARKER, 2000):

- Válvulas de Controle de Pressão
- Válvulas de Controle de Fluxo
- Válvulas de Bloqueio (Anti-Retorno)
- Válvulas de Controle Direcional

As válvulas direcionais, que é um dos principais componentes desse projeto, possuem a função de alterar o percurso do fluxo de ar e são sempre mostradas nos diagramas como retângulos, e os retângulos são separados em quadrados indicando o número de estados da válvula. A Fig. 3.1 mostra a representação das válvulas nos diagramas (PARKER, 2000).

Figura 3.1 – Válvulas direcionais.

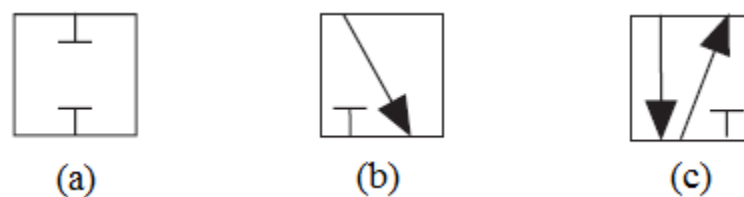


Fonte: PARKER, 2000.

Segundo (CAMARGO, 2010), o número de vias de uma válvula direcional está relacionado ao número de conexões que a válvula possui em apenas uma posição. Nos quadrados representando o número de posições da válvula, têm-se símbolos de setas que representam a passagem do ar e o símbolo de T indicando um bloqueio, impedindo a passagem do fluido. Não necessariamente o sentido das setas, indicam o sentido que o ar deve percorrer, mas sim a interligação interna das conexões (PARKER, 2000). A Fig. 3.2 mostra alguns exemplos da simbologia utilizada.

As válvulas direcionais costumam ser descritas abreviadamente com as iniciais VD para representar o termo válvula direcional, o número de vias que a válvula possui e, em seguida, separado por uma barra, o número de estados seguido pela palavra “vias” (CAMARGO, 2010). No presente trabalho, as válvulas adequadas para execução do projeto seriam válvulas 3/2 vias, mas devido à acessibilidade de componentes, foram utilizadas três válvulas 5/2 vias do tipo normalmente aberta (NA) e uma 3/2 vias normalmente fechada (NF), que desempenham o mesmo papel, mas com algumas tomadas de ar inutilizadas.

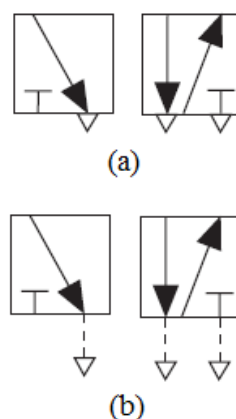
Figura 3.2 – Simbologia do bloqueio (a) e da passagem de ar (b) e (c).



Fonte: PARKER, 2000.

Os triângulos externos ao retângulo representam o escape de ar, podendo ser de escape não canalizado (livre) ou escape provido para conexão (canalizado).

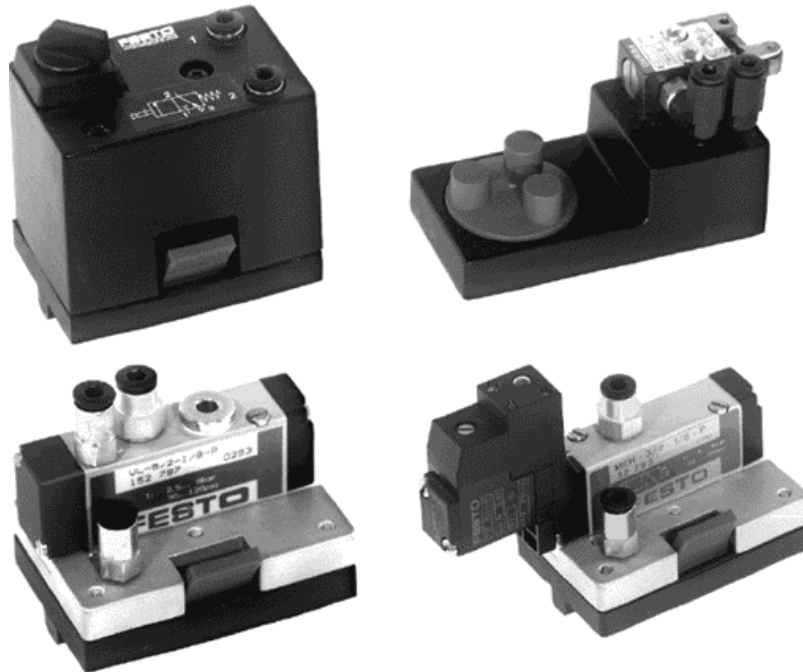
Figura 3.3 – (a) escape livre, (b) escape canalizado.



Fonte: PARKER, 2000.

A Fig 3.4 exhibe exemplos de válvulas direcionais da fabricante FESTO®.

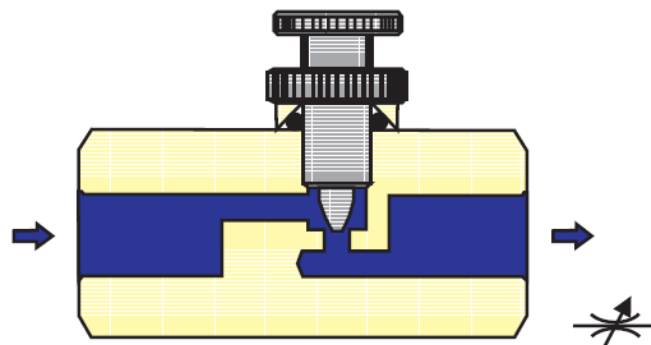
Figura 3.4 – Válvulas direcionais FESTO®.



Fonte: FLUIDSIM, 2016.

Para realizar o controle da quantidade de ar comprimido que passa por uma tubulação, utilizam-se as válvulas reguladoras de fluxo bidirecional, onde a vazão é regulada nas duas direções do fluxo (CAMARGO, 2010). A Fig. 3.5 mostra um esquemático do funcionamento da respectiva válvula, além da sua simbologia.

Figura 3.5 – Válvulas Reguladoras de Fluxo Bidirecional.



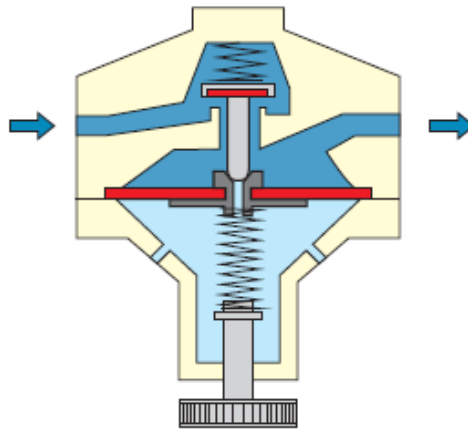
Fonte: FESTO DIDATIC, 2001.

As válvulas reguladoras de fluxo são empregadas para controle da velocidade do movimento de atuadores. O seu funcionamento é baseado na variação da área de secção transversal do canal de passagem do ar de acordo com a regulação do elemento controlável.

Deve-se ressaltar que para casos onde é necessária uma maior precisão na regulação do fluxo de ar comprimido, é necessária uma atenção extra a fatores como diferencial de pressão e viscosidade do fluido sendo indicada a aplicação de válvulas especiais, as quais possuem compensação de pressão e temperatura (CAMARGO, 2010).

Além das válvulas reguladoras de fluxo, existem também os reguladores de pressão. O regulador tem a função de manter a pressão de operação de algum elemento sem variações, independente da pressão de ar que existe na linha. Na Fig. 3.6 é mostrado o esquema de funcionamento do regulador de pressão (PARKER, 2005).

Figura 3.6 – Regulador de pressão.



Fonte: FESTO DIDATIC, 2001.

Uma membrana é a responsável pela regulação da pressão nesse dispositivo. Um dos lados da membrana é submetido à pressão de trabalho da linha enquanto, do outro lado, age uma mola, na qual a pressão pode ser regulada com auxílio de um parafuso de regulação (CAMARGO, 2010). Ocorre o movimento da membrana contra a força da mola devido ao aumento da pressão. Dessa forma, a secção nominal de passagem de ar pela válvula diminui progressivamente até fechar totalmente. Logo se conclui que a pressão é regulada pelo fluxo de ar que passa pelo regulador. A pressão de regulação é indicada por um manômetro onde é possível realizar um controle fino da pressão de trabalho a ser utilizada (CAMARGO, 2010).

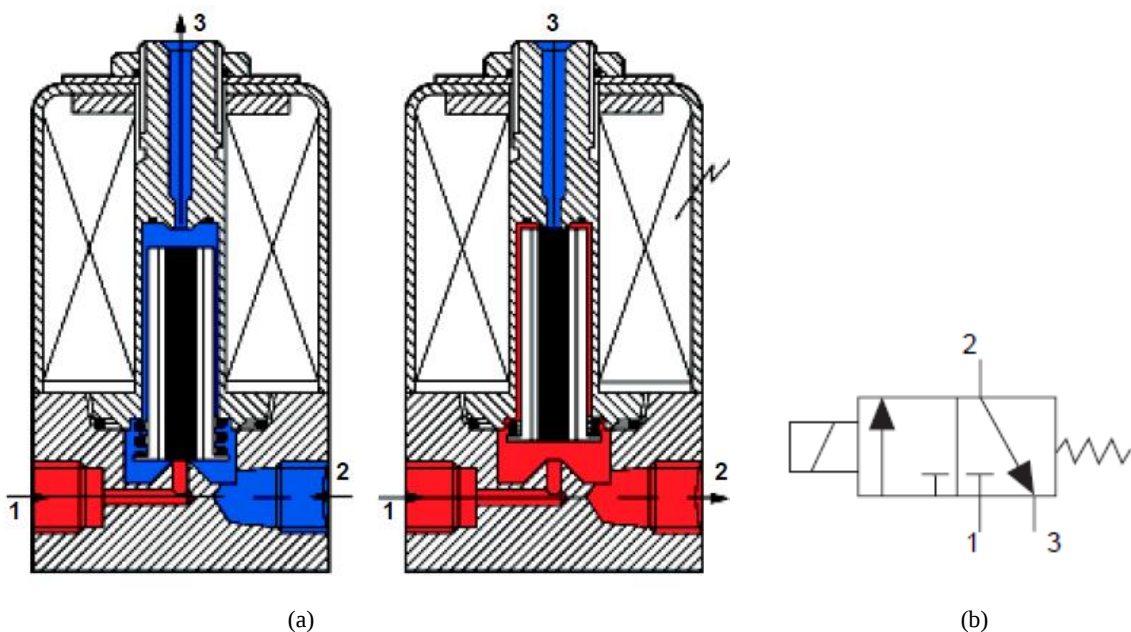
3.1.2 Tipos de acionamentos

De acordo com a necessidade do projeto, as válvulas necessitam de um agente interno ou externo que cause um deslocamento das partes internas para que esta altere a posição das entradas e saídas de ar, escapes ou ainda dos bloqueios (PARKER, 2000).

Existem diversos tipos de acionamentos que podem ser adaptados às válvulas direcionais, como acionamento manual, mecânico, pneumático, elétrico e acionamentos combinados (PAVANI, 2011). Para simplificar, aqui será tratado apenas o acionamento elétrico, pois foi o utilizado neste trabalho.

O Acionamento elétrico é realizado através de um solenoide. Os solenoides são eletroímãs, ou seja, um fio enrolado sistemicamente que gera um campo magnético quando percorrido por corrente elétrica capaz de atrair elementos com características ferromagnéticas, tendo comportamento idêntico a de um ímã permanente. Em uma válvula solenoide, a bobina fica enrolada presa à carcaça da válvula, enquanto um magneto móvel é fixado no carretel da válvula. Quando uma corrente elétrica circula pela bobina, há a geração de um campo magnético de maneira que este realiza a atração entre os magnetos, móvel e fixo, fazendo com que o carretel da válvula se mova possibilitando sua mudança de posição dentro da mesma por meio de um sinal elétrico. A Fig. 3.7 (a) mostra um esquemático de válvula de controle direcional 3/2 vias acionada por solenoide com retorno por mola do tipo NF, modelo utilizado nesse projeto. Na Fig. 3.7 (b) tem-se a simbologia encontrada nos diagramas pneumáticos (PARKER, 2005).

Figura 3.7 – (a) Válvula de controle direcional 3/2 vias acionada por solenoide com retorno por mola (b) Simbologia.

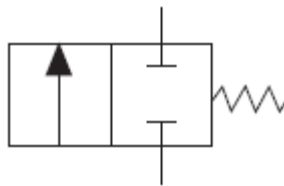


Fonte: PARKER, 2000.

3.1.3 Retorno

É denominado por retorno, o mecanismo de reposicionamento de válvulas direcionais para sua posição de repouso, podendo ser realizado por mola, piloto, atuadores, dentre outros. Aqui, trata-se apenas do retorno por mola. A simbologia utilizada é mostrada na Fig. 3.8 (PARKER, 2000).

Figura 3.8 – Representação gráfica do retorno.



Fonte: PARKER, 2000.

3.2 Sistemas e componentes elétricos

De modo a fornecer subsídio teórico sobre o funcionamento dos elementos utilizados na implementação do projeto, serão apresentados os conceitos de fonte de tensão, resistores, relés, microcontroladores, diodos, transistores, sensores de pressão, humidade e temperatura.

3.2.1 Fontes de tensão

Os dispositivos eletroeletrônicos necessitam de energia elétrica para o seu funcionamento, a qual é estabelecida pela diferença de potencial gerada pela fonte de tensão, na qual uma determinada energia (química, mecânica ou de outra natureza) é transformada em elétrica (GUSSOW, 1985).

A diferença de potencial garante o movimento ordenado dos elétrons que é realizado por dispositivos tais como: baterias, alternadores, geradores, pilhas, fontes controladas, dentre outros.

De modo geral, as fontes podem ser classificadas como dependentes ou independentes. As fontes independentes são aquelas que fornecem uma tensão ou corrente especificada e, que são totalmente independentes de outros elementos do circuito. Já as fontes dependentes, ou também conhecidas como controladas, é um elemento ativo no qual a quantidade de energia fornecida está diretamente ligada ao controle de outra fonte de tensão ou corrente (SADIKU, 2013).

Neste trabalho, estão sendo utilizadas três fontes distintas: uma fonte dependente, para acionamento das válvulas de controle e duas fontes independentes, para alimentação da placa de relés e alimentação do Arduino[®].

3.2.2 Resistência elétrica

Os materiais geralmente possuem um comportamento característico no impedimento ao fluxo de cargas elétricas, conhecido como resistência elétrica. A resistência é dada pela dificuldade imposta por um componente eletrônico na circulação de corrente elétrica, ou seja, dificuldade na circulação de elétrons. São perceptíveis as características da resistência, quando para uma mesma tensão, diferentes correntes são notadas. Isto se dá, devido a resistências aplicadas no circuito, na qual características como o tipo de material constituinte, comprimento, área da seção transversal e temperatura caracterizam a resistência elétrica do material (SADIKU, 2013).

Em circuitos eletroeletrônicos, os resistores possuem a função de limitar a corrente, onde a resistência do fluxo de elétrons é medida em ohms (Ω) e representada em circuitos pela letra R com a simbologia mostrada na Fig. 3.9.

Figura 3.9 – (a) Resistor – (b) representação do resistor em circuitos.



(a)



(b)

Fonte: o próprio autor, 2016.

3.2.3 Diodo

Diodo é um componente eletrônico formado por cristais de elementos semicondutores tais como o silício e germânio. A principal diferença entre os materiais que os classificam como condutores, semicondutores ou isolantes são os elétrons que estão alocados nas órbitas de valência desses elementos.

Um semicondutor é um elemento de valência quatro. O átomo de silício possui 14 prótons e 14 elétrons: a primeira órbita possui 2 elétrons, a segunda possui 8 elétrons e os 4 elétrons restantes estão na última camada. Quando os átomos de silício se combinam, esses elementos formam uma estrutura chamada cristal por meio de ligações covalentes, onde cada átomo cede um de seus elétrons da última camada para outros quatro átomos vizinhos e todos eles atingem a estabilidade eletrônica, que é a presença de 8 elétrons compartilhados na camada de valência (MALVINO, 1997).

Nessa configuração, com a última camada totalmente preenchida, o cristal de silício é um isolante quase perfeito. Para serem aplicados à eletrônica, os cristais de silício tem a necessidade de passar por um processo denominado dopagem, o qual configura as características de condutividade e de operação dos diodos, transistores, etc.

Segundo (MALVINO, 1997), o processo de dopagem está relacionado à adição de impurezas no cristal puro de silício. A primeira etapa é fundir um cristal puro transformando do estado sólido para o estado líquido de modo que as ligações covalentes são desfeitas. Após esse processo, para aumentar o número de elétrons livres, são adicionados outros elementos pentavalentes (cinco elétrons na cama de valência) para integrarem o cristal tetravalente. Os elementos mais comuns são o antimônio e o fósforo. Esse tipo de dopagem faz surgir o cristal denominado tipo N.

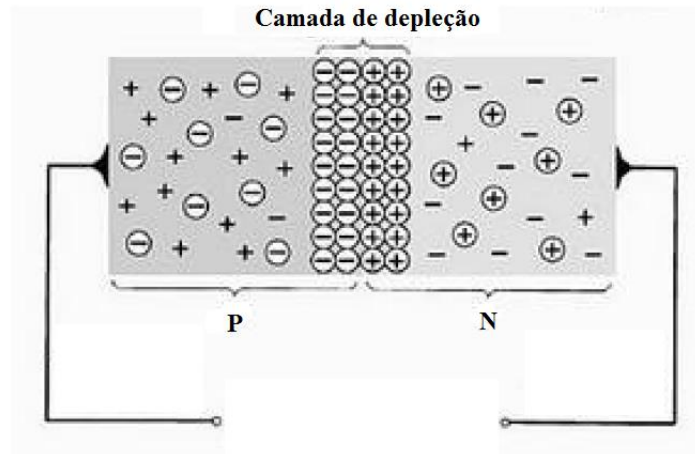
É possível realizar a dopagem dos cristais puros de silício para que eles não apresentem excesso de elétrons, mas sim a falta. Configurando um novo cristal, denominado tipo P, a adição de impurezas trivalentes (três elétrons na camada de valência) aumenta o número de lacunas, ou seja, locais onde a última camada dos átomos tem a falta de um elétron. Os elementos trivalentes mais comuns são o alumínio, boro e o gálio (MALVINO, 1997).

Os cristais tipo N e tipo P, por si só, não desempenham papel importante na eletrônica, apresentando a mesma utilidade de resistor de carbono. Entretanto, quando ocorre a combinação dos dois cristais, surge uma junção importantíssima: A junção PN, a qual

proporcionou o surgimento de todo tipo de invenção, desde diodos, transistores até circuitos integrados.

No ponto onde ocorre a junção PN, acontece uma neutralização entre as lacunas do cristal P e os elétrons livres do cristal N. Essa região neutra recebe o nome de camada de depleção (Fig. 3.10).

Figura 3.10 – Junção PN: Camada de depleção.



Fonte: BOYLESTAD, 2004.

Conforme (BOYLESTAD, 2004), existem duas maneiras de se polarizar um diodo: diretamente ou reversamente. A polarização reversa do diodo acontece quando o polo positivo da fonte de tensão é conectado ao cristal tipo N e, conseqüentemente, o lado negativo ligado ao cristal tipo P. Os elétrons livres serão atraídos para a fonte e, no outro terminal, elétrons do condutor combinarão com as lacunas do lado P da junção fazendo com que a camada de depleção aumente, fato que faz o diodo trabalhar como um circuito aberto, existindo apenas uma pequena corrente chamada de corrente de saturação reversa, da ordem de nanoampères em dispositivos de silício.

A polarização direta ocorre quando, contrariamente a polarização reversa, a fonte tem seu polo positivo ligado ao lado P e o polo negativo conectado ao lado N da junção. Repelidos pelo polo da bateria com mesmo sinal de carga, os elétrons livres do material tipo N e as lacunas do material tipo P são forçados a se recombinarem com os íons próximos a fronteira e a reduzirem a largura da camada de depleção (Fig. 3.11). Após uma tensão de 0,7 volts no caso do silício e 0,3 volts no caso do germânio, a camada de depleção é rompida e estabelece-se um fluxo de elétrons que aumenta exponencialmente pelo diodo, este por sua vez funcionando como uma chave fechada (BOYLESTAD, 2004).

Figura 3.11 – (a) Simbologia (b) Diodo.



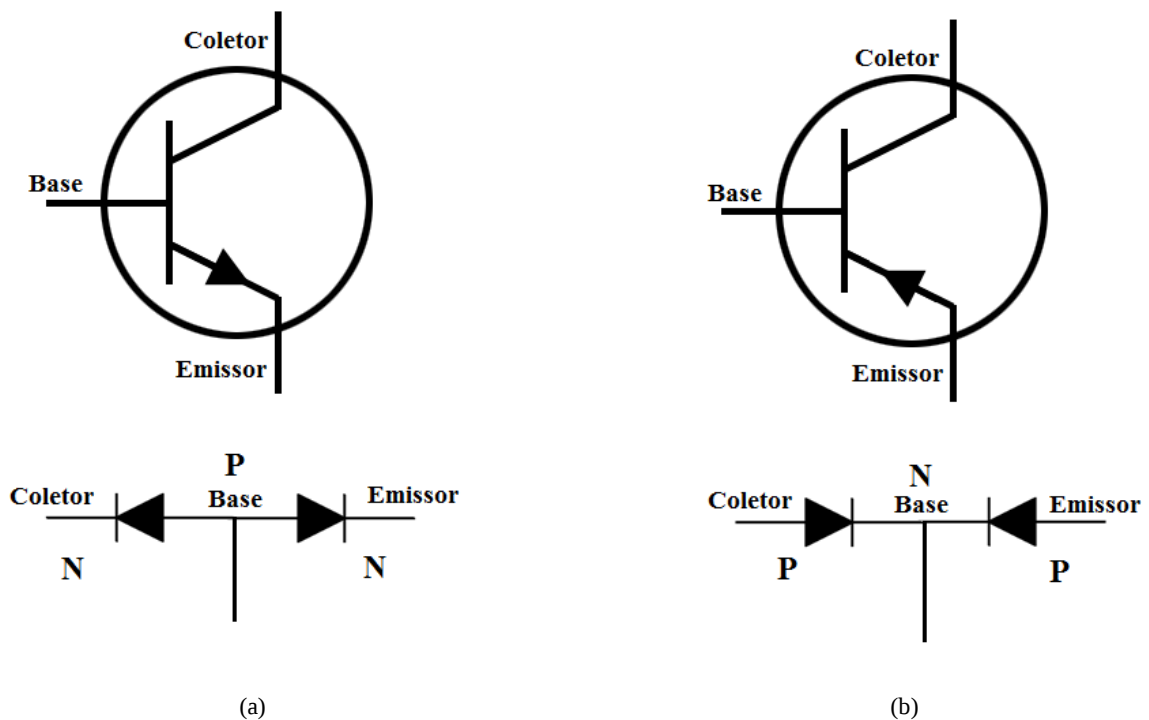
Fonte: O próprio autor, 2017.

3.2.4 Transistor

O transistor é um elemento semicondutor composto por duas regiões tipo N e outra tipo P ou o contrário, duas camadas tipo P e uma do material tipo N. O primeiro é conhecido como transistor NPN e o outro, transistor PNP (BOYLESTAD, 2004).

Basicamente, um transistor é similar a dois diodos com uma ligação oposta de um para com o outro. Composto por três regiões distintas, base emissor e coletor, o transistor tem várias aplicações no ramo da eletrônica como, por exemplo, amplificador, chaveamento e emprego em circuitos integrados. As Fig. 3.12 (a) e (b) mostram como são dispostas as regiões dos transistores NPN e PNP (MALVINO, 1997).

Figura 3.12 – Transistores (a) NPN (b) PNP.

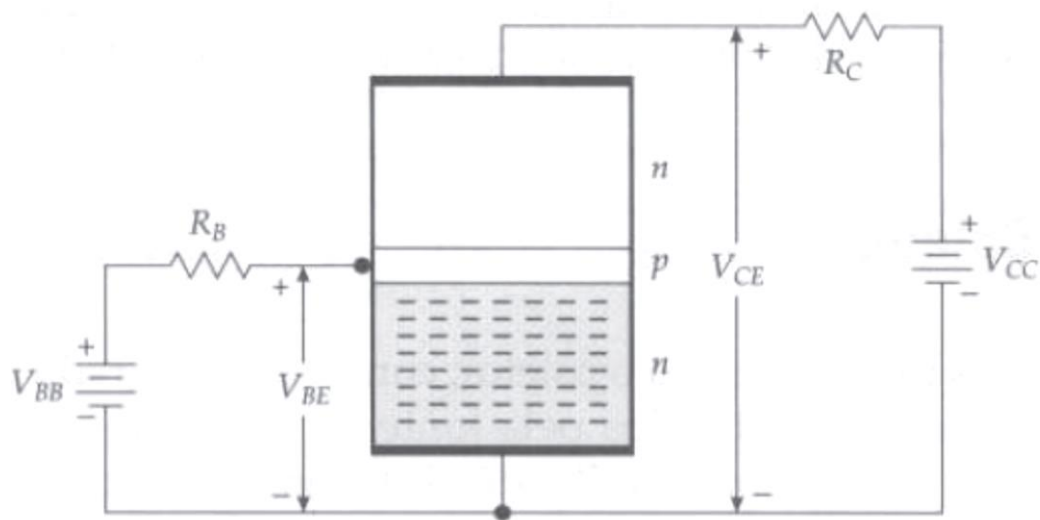


Fonte: O próprio autor, 2017.

Quando ocorre a polarização do transistor, o emissor, fortemente dopado, tem a função de injetar elétrons livres na base. A base é fracamente dopada e muito estreita, passando para o coletor a maioria dos elétrons livres recebidos do emissor. O coletor tem um nível de dopagem intermediário em relação ao emissor e a base (MALVINO, 1997).

A Fig. 3.13 mostra um circuito elétrico para polarização do transistor NPN onde a fonte V_{BB} polariza o diodo entre a base e o emissor diretamente. Se o valor da tensão for maior que 0,7 volts, os elétrons do emissor vão conseguir romper a barreira imposta pela camada de depleção e atingir a região da base. Pelo fato da base ter um nível de dopagem muito baixo e ser muito estreita, os elétrons livres, em sua grande maioria, não seguem o caminho pelo terminal da base, e sim são capturados pelo coletor que tem um nível de dopagem mais elevado. Alguns elétrons conseguem se recombinar com as lacunas da base e atingir o seu terminal seguindo o caminho pelo resistor R_B em direção a fonte V_{BB} (MALVINO, 1997).

Figura 3.13 – Polarização do Transistor NPN.



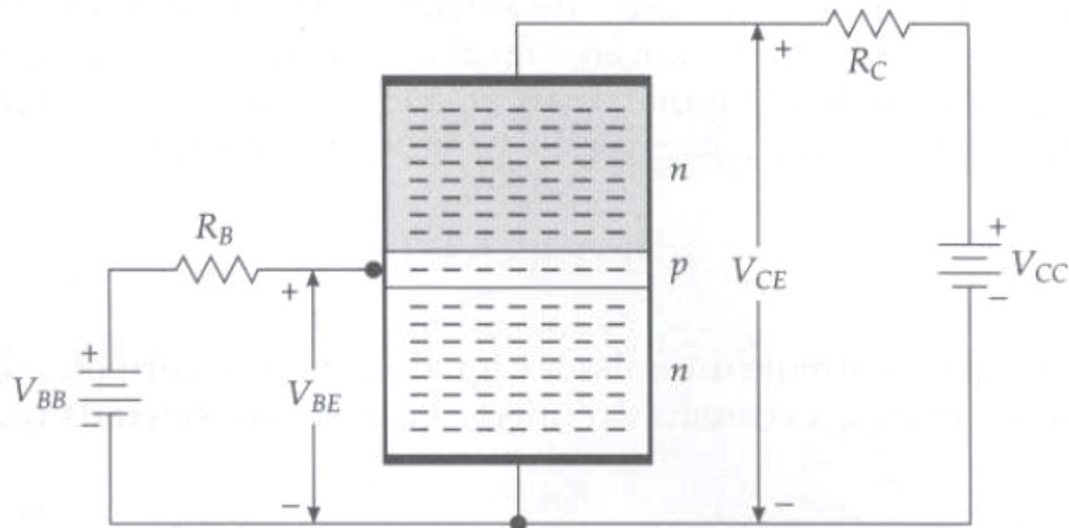
Fonte: MALVINO, 1997.

Ao serem capturados pelo coletor, os elétrons livres são atraídos pelo polo positivo da fonte V_{CC} passando pelo resistor R_C (Fig. 3.14). Na maioria dos transistores, mais de 95% dos elétrons livres vão para o emissor, menos de 5% seguem o caminho do terminal da base.

Como se pode concluir, o fluxo de elétrons em um transistor depende diretamente da polarização da base. Se a fonte V_{CC} estiver ligada, mas a fonte que polariza a base estiver

desligada, os elétrons do emissor não conseguiram atingir o coletor e o circuito da direita não funcionará que, por ventura, estará localizada uma carga.

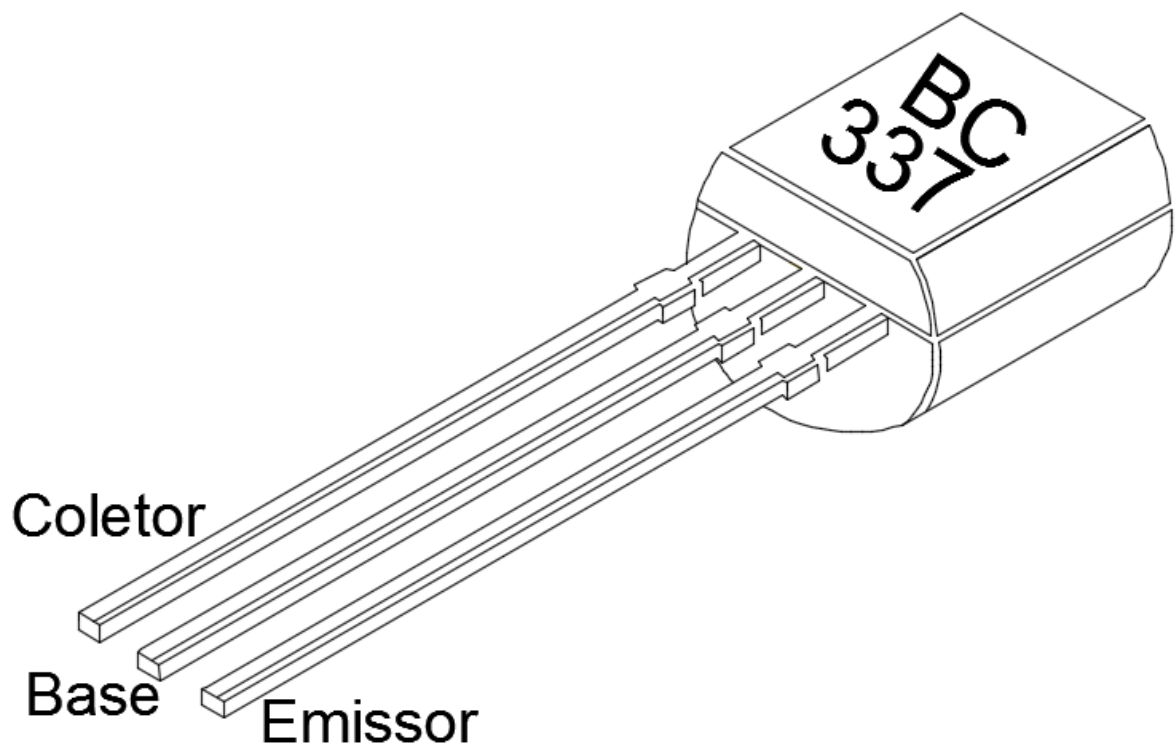
Figura 3.14 – Captura de elétrons pelo coletor.



Fonte: MALVINO, 1997.

No trabalho corrente, está sendo utilizado o transistor BC337, tipo NPN para que ocorra o chaveamento da fonte de tensão 12 volts para alimentação da placa de relés.

Figura 3.15 – Captura de elétrons pelo coletor.



Fonte: O próprio autor, 2017.

3.2.5 Relé

Relé é um dispositivo eletromecânico que, na presença de corrente elétrica, um magneto móvel se desloca unindo dois contatos metálicos. Os relés são, em geral, constituídos por um eletroímã, armadura de ferro móvel, conjunto de contatos, mola de rearme e terminais. Possui inúmeras aplicações para ligar e desligar dispositivos em diversos ramos da indústria (SADIKU, 2013).

3.2.6 Arduino®

O Arduino® é um dispositivo composto por uma família de placas eletrônicas contando com a presença de leds, conexão para ligar ao computador, botões, contatos de entrada e saída e o principal componente que é microcontrolador, que por sua vez é mesclado por semicondutores em forma de circuito integrado que compõe as partes básicas de um computador. Contém memória, periféricos programáveis de entrada e saída e processador. Na maioria das vezes, os microcontroladores são limitados com relação à memória, sendo utilizados em aplicações que não necessitam de grande armazenamento de dados como, por exemplo, em automação industrial (controladores lógico programáveis, relógios de ponto), automação predial (elevadores), automação residencial (maquinas de lavar, portões automatizados, fornos micro-ondas) e na eletrônica embarcada (alarmes, computadores de bordo) (GIMENEZ, 2002, MCROBERTS, 2011).

Atualmente, no mercado, existem diversas versões do Arduino® cada uma com sua particularidade como, número de entradas e saídas, microcontrolador, velocidade de processamento, dentre outras. Arduino® Extreme, Mini, Leonardo, Genuíno, Mega, Uno, são alguns exemplos de versões presentes no mercado. O dispositivo utilizado na construção do protótipo foi o Arduino® Uno, o qual é mostrado na Fig. 3.16.

Figura 3.16 – Arduino®.



Fonte: O próprio autor, 2016.

3.2.7 Sensores

Os sensores são dispositivos que são sensíveis e capazes de realizar a leitura de um sinal químico ou físico, os quais respondem de forma específica e de modo a medi-los e retornar um sinal analógico/digital para uma unidade de processamento (WEG, 2014, THOMAZINI, 2005).

Neste trabalho, serão utilizados sensores de temperatura, pressão e umidade, os quais serão aplicados no dispositivo para uma atuação ativa e em tempo real.

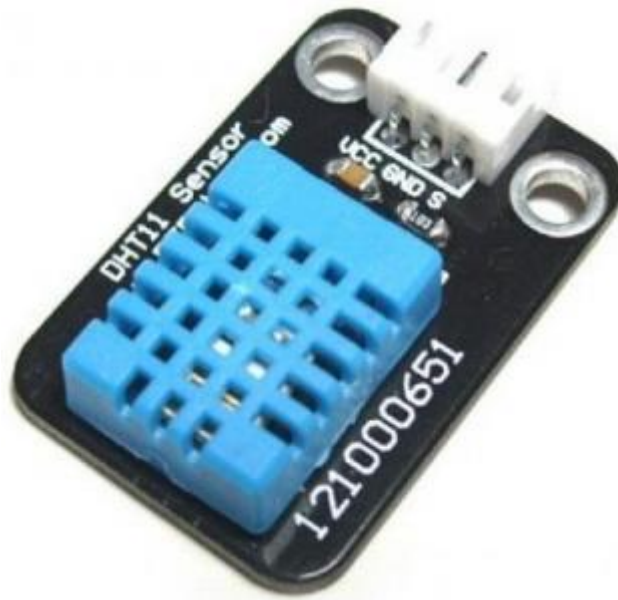
➤ Sensores de umidade e temperatura

Sensores de umidade e temperatura, vão realizar a medida dessas variáveis e retornar um sinal elétrico que será lido pela unidade de processamento. O sensor utilizado é o DHT11 da fabricante D-Robotics® devido a sua faixa de operação dentro dos parâmetros do protótipo e a funcionalidade para esse tipo de aplicação onde, esse dispositivo retorna um sinal de saída digital que será enviado ao Arduino®.

Esse sensor é programado para garantir alta confiabilidade e sensibilidade durante as medidas das variáveis propostas. A umidade é medida através de um componente resistivo e a temperatura é mensurada através de uma termoresistência do tipo NTC, que é um tipo de resistor que diminui sensivelmente sua resistência à medida que a temperatura aumenta. A

faixa de precisão é bem aceitável para aplicação (D-ROBOTICS, 2010). No caso da temperatura é de $\pm 2^{\circ}\text{C}$, e de umidade, $\pm 5\%$. É mostrado na figura 3.17 o sensor DHT11.

Figura 3.17 – Sensor de umidade e temperatura DHT11.



Fonte: D-ROBOTICS, 2010.

➤ **Sensor de pressão**

Existe uma grande quantidade de tipos de sensores de pressão, cada um específico para um tipo de aplicação. Um dos mais utilizados são os sensores piezoresistivos. Esses sensores baseiam-se no princípio de variação da resistência de acordo com a aplicação da pressão. O componente a ser utilizado neste projeto é o sensor de pressão FSR (*Force Sensitive Resistor*) devido à sua faixa de trabalho que enquadra no projeto de desenvolvimento do dispositivo para o tratamento das LPPs. Ele permite a detecção de uma pressão física ou aplicação de força peso posicionado sobre o mesmo, que nada mais é que um resistor que varia seu valor de resistência em função da força aplicada sobre ele. O FSR é construído por duas camadas separadas por um espaçador, quanto mais ele é pressionado, mais os elementos ativos tocam os semicondutores e isso faz com que a resistência diminua (ADAFRUIT, 2013). A Fig. 3.18 mostra FSR.

Figura 3.18 – Sensor de pressão: FSR.



Fonte: ADAFRUIT, 2013.

3.2.8 Bluetooth

O sistema bluetooth é um sistema de baixo custo, baixa potência, pequeno alcance e utiliza tecnologia via rádio, originalmente desenvolvido como um substituto das conexões por cabo em dispositivos como fones de ouvido, caixas de som, ou mesmo compartilhamento de arquivos entre dispositivos portáteis como celulares e *laptops*. A primeira versão do bluetooth surgiu no ano de 1999, mas o início propriamente dito começou cinco anos antes, em 1994, quando a *Ericsson Mobile Communication* iniciou estudos para examinar alternativas para cabos que ligavam celulares com acessórios. O estudo verificou a viabilidade de utilizar ligações via rádio. O rádio não é direcional, e ele não necessita uma linha de visão para funcionar, logo o bluetooth tem vantagens óbvias sobre a tecnologia infravermelha, na qual é necessário que os dispositivos estejam relativamente próximos e o transmissor, no melhor dos casos, levemente direcionado para o receptor. Basicamente o bluetooth surgiu para unificar as indústrias de telecomunicações e computação (BRAY, 2002).

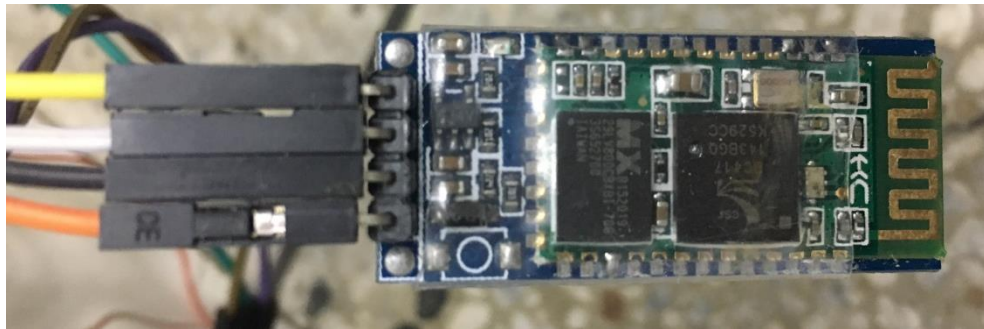
Os dispositivos bluetooth operam em uma frequência global de 2,4 GHz, banda ISM (*industrial, scientific and medical*) com licença livre. Essa banda é reservada para inúmeras aplicações indústrias, científica e médica (ISM), a qual obedece a uma configuração básica de potência de transmissão, emissão espectral e especificações relacionadas a interferências. Isso

significa que o bluetooth deve ser um sistema muito robusto, pois existe muitos usuários e poluidores do espectro compartilhado (BRAY, 2002; WARREN, 2011).

Desenvolvido para aplicações de baixa potência, a potência da transmissão via rádio é reduzida. São definidas três classes definidas de potência de transmissão, a qual fornece faixas de operação de aproximadamente 10, 20 e 100 metros (BRAY, 2002).

O dispositivo bluetooth utilizado no projeto do sistema ativo inibidor de LPP é o módulo bluetooth HC-06 (Fig. 3.19). Funcionando na banda ISM com frequência de 2,4 GHz, menor potência de transmissão, o módulo HC-06 tem um alcance médio de 10 metros e tem a particularidade de funcionar somente como *Slave* (escravo), ou seja, ele próprio não se conecta a outro dispositivo bluetooth, dependendo que o outro aparelho se conecte a ele.

Figura 3.19 – HC-06.



Fonte: O próprio autor.

Capítulo 4

SIMULAÇÕES E SENSORIAMENTO

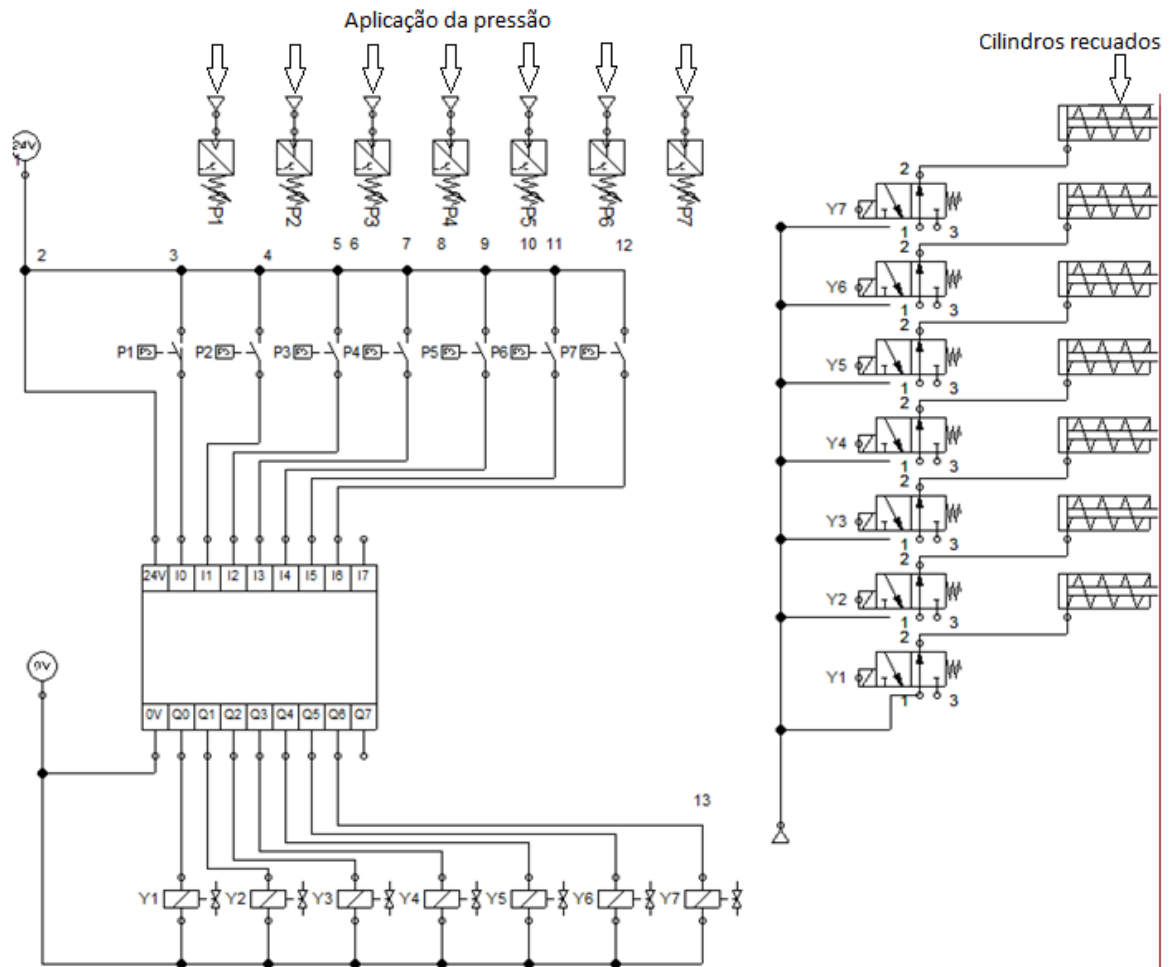
Neste capítulo são apresentadas as simulações computacionais, e a análise sobre a configuração eletrônica das malhas de pressão, umidade e temperatura que deve interagir com os componentes eletropneumáticos que compõem o dispositivo.

4.1 Simulação da malha de pressão

Para avaliar o funcionamento do protótipo, foi utilizado o software Fluidsim[®], da fabricante FESTO[®] que realiza simulações em circuitos eletropneumáticos, e disponibiliza uma grande gama de ferramentas que representam as respectivas funções dos dispositivos físicos.

A Fig. 4.1 apresenta a tela do programa com o diagrama esquemático da malha de controle de pressão, onde chaves de pressão, representadas pelas siglas P1 a P7, recebem um sinal de suprimento de ar que simulam os locais no corpo de uma pessoa acamada que está sendo pressionado. O sistema simplificado trabalha com sete pontos de aplicação de pressão e, no instante considerado, as células do dispositivo estão vazias, representadas pelos cilindros de ar recuados.

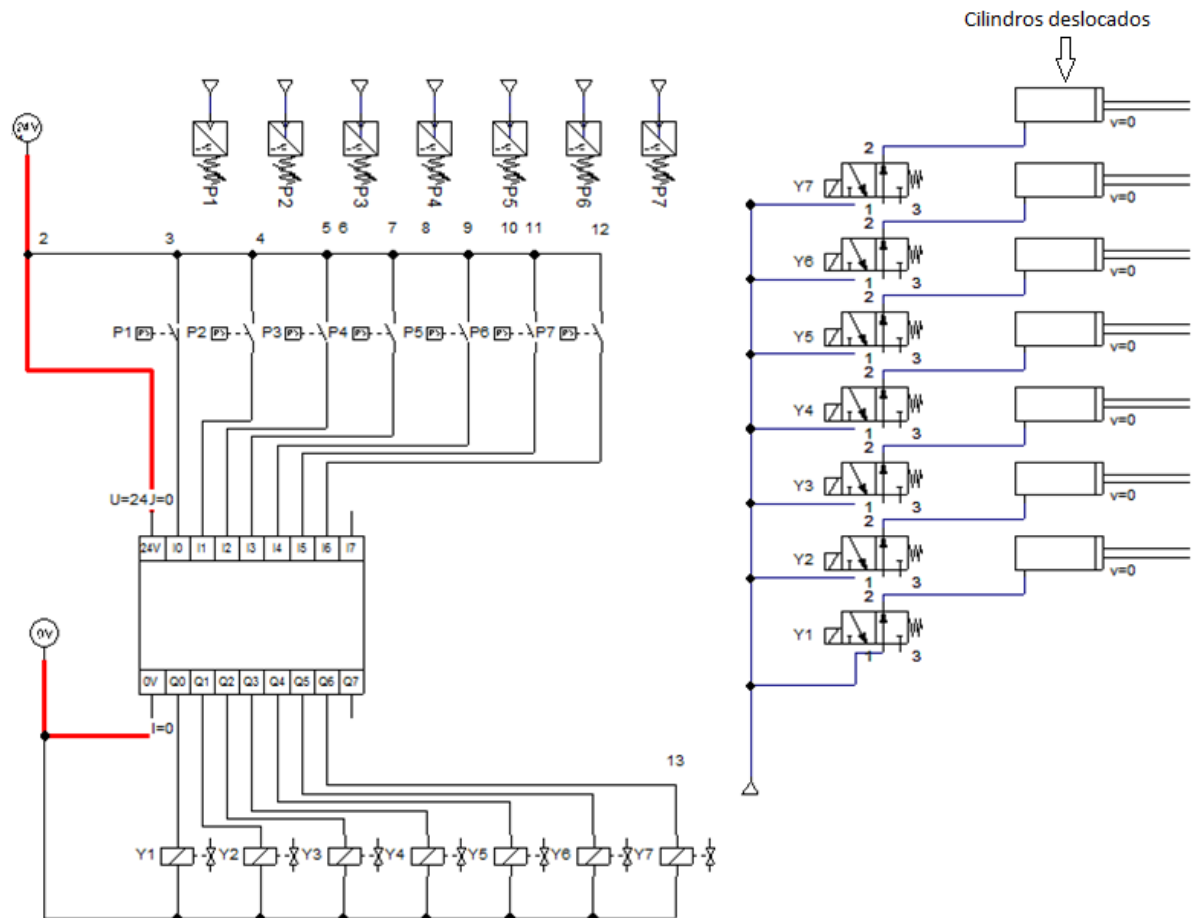
Figura 4.1 – Simulação realizada pelo Fluisim.



Fonte: FLUIDSIM, 2016.

No momento inicial, o dispositivo é ligado e todas as células são infladas e mantidas cheias. A Fig. 4.2 mostra os cilindros deslocados representando o momento em que as células foram infladas.

Figura 4.2 – Células infladas.



Fonte: FLUIDSIM, 2016.

Uma fonte de alimentação de 24V é ligada a um módulo lógico (controlador), o qual se encontra energizado nesse momento da simulação, representado pelas linhas vermelhas. As chaves de pressão são ligadas às entradas do controlador, onde ocorrerá o processamento de sinais, o qual decidirá esvaziar ou não a respectiva célula controlada por aquela saída. Os contatos P1 a P7, quando acionados pela respectiva chave de pressão, fecham o contato do relé e alimentam as entradas do módulo, de I0 a I6.

Após as pressões medidas serem comparadas pelo controlador, com o valor de pressão limiar para desenvolvimento das LPP, um sinal de saída é enviado às válvulas eletropneumáticas 3/2 vias NA, reproduzidas no programa por Y1 a Y7. As válvulas têm a função de liberar ou não o ar contido nas células para o escape, dependendo do valor de pressão medido.

A pressão limiar é definida como 32 mmHg. No momento que o paciente se deita sobre o dispositivo, os sensores de pressão FSR realizam a leitura e se existir valor maior que

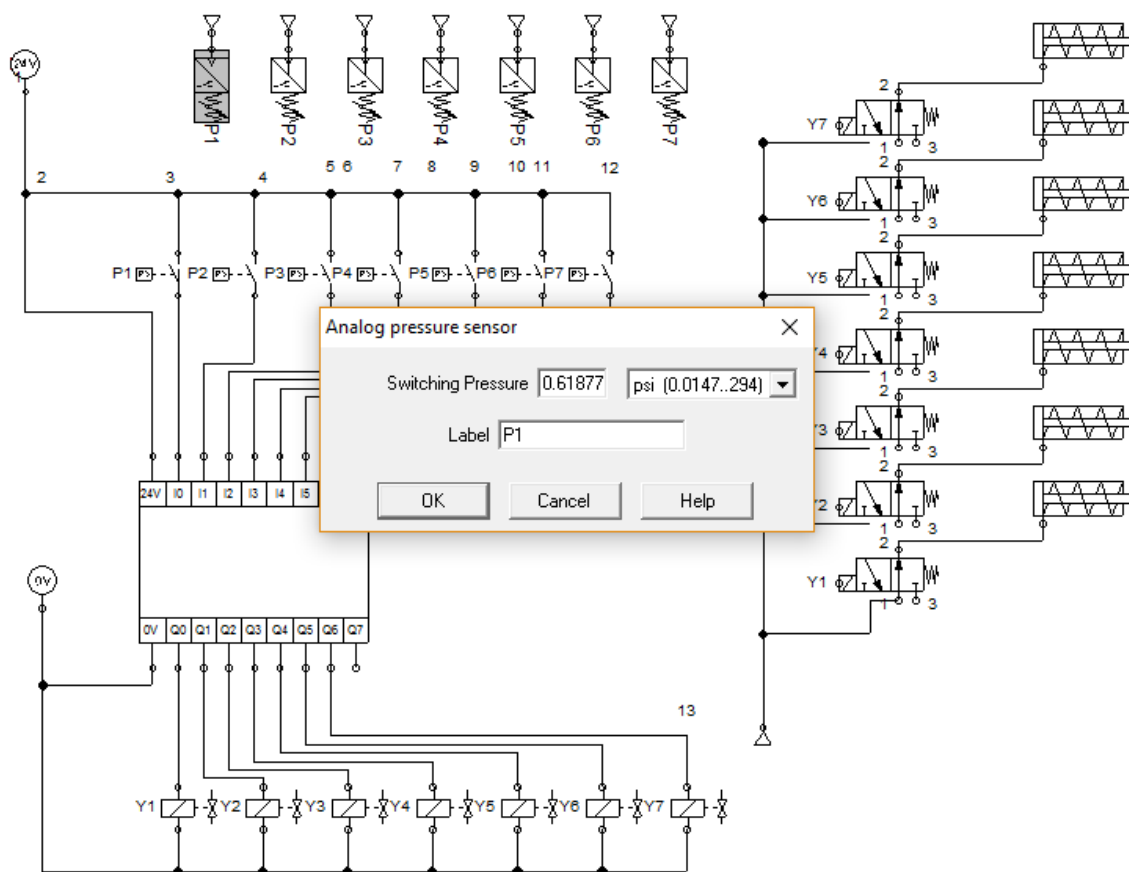
este limiar (com consequente interrupção do fluxo sanguíneo nos capilares), o controlador envia um sinal para a válvula que libera a passagem do ar, esvaziando a respectiva célula.

Na simulação no FluidSim[®], o software trabalha com pressões em psi, bar ou MPa. No projeto os sensores de pressão foram ajustados com o valor 0,618777 psi, que corresponde a 32 mmHg. Para realizar a conversão, foi realizada uma regra de três simples. Como a pressão de 1 atm (atmosfera) equivale a 760 mmHg e 14,6959 psi, logo a conversão é dada por:

$$pressão(psi) = \frac{32(mmHg).14,6959(psi)}{760(mmHg)} = 0,618777 \text{ psi} \quad (4.1)$$

Todas as ações no módulo são realizadas em tempo real, tornando o dispositivo ativo. A Fig. 4.3 ilustra o ajuste feito nos sensores de pressão.

Figura 4.3 – Ajuste da chave de pressão.

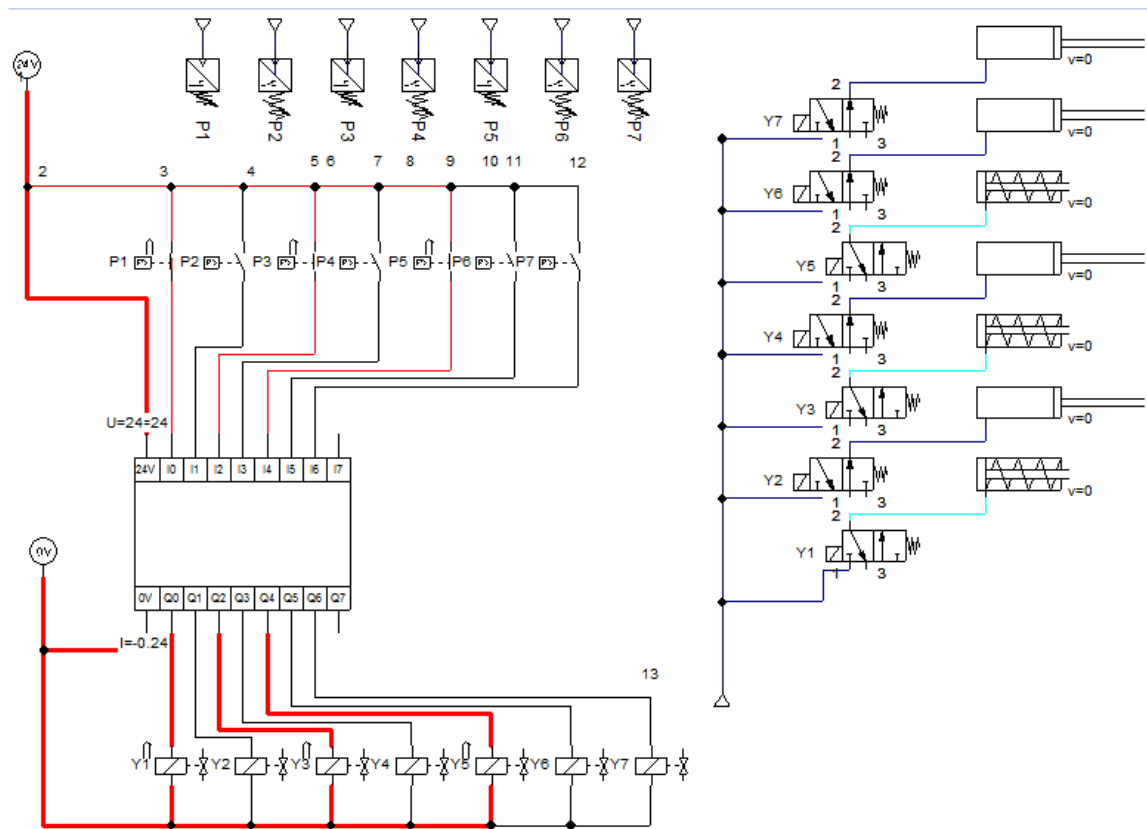


Fonte: FLUIDSIM, 2016.

A Fig. 4.4 ilustra uma situação em que simula um paciente deitado sobre protótipo de maneira que os sensores de pressão P1, P3 e P5 são sensibilizados. Como é possível observar, a alimentação de 24 V chega até as entradas I0, I2 e I4 representadas pelas linhas em destaque, pois como as pressões aplicadas nos sensores de pressão foram maiores que as

parametrizadas, logo os contatos foram fechados, levando a tensão até a entrada do controlador. De posse dos sinais recebidos, o controlador libera um sinal nas saídas Q0, Q2 e Q4, também representados pela coloração vermelha nas linhas. A tensão na saída do módulo alimenta as bobinas das válvulas solenoides e estas são acionadas mudando do estado inicial, a qual alimenta os cilindros, para a posição que direciona o ar das células para o escape, promovendo a saída do ar dos cilindros que é representado no diagrama por uma linha azul claro, esvaziando os cilindros Y1, Y3 e Y5. Os demais cilindros permanecem cheios, aguardando algum comando do módulo de controle. A partir do momento que as pressões nos sensores P1, P3, e P5 forem reduzidas, o módulo enviará outro sinal para as válvulas solenoides fazendo com que esta mude de posição novamente e o cilindro seja inflado.

Figura 4.4 – Simulação com pressão excessiva nos sensores P1, P3 e P5.



Fonte: FLUIDSIM, 2016.

4.2 Circuito no controlador Arduino®

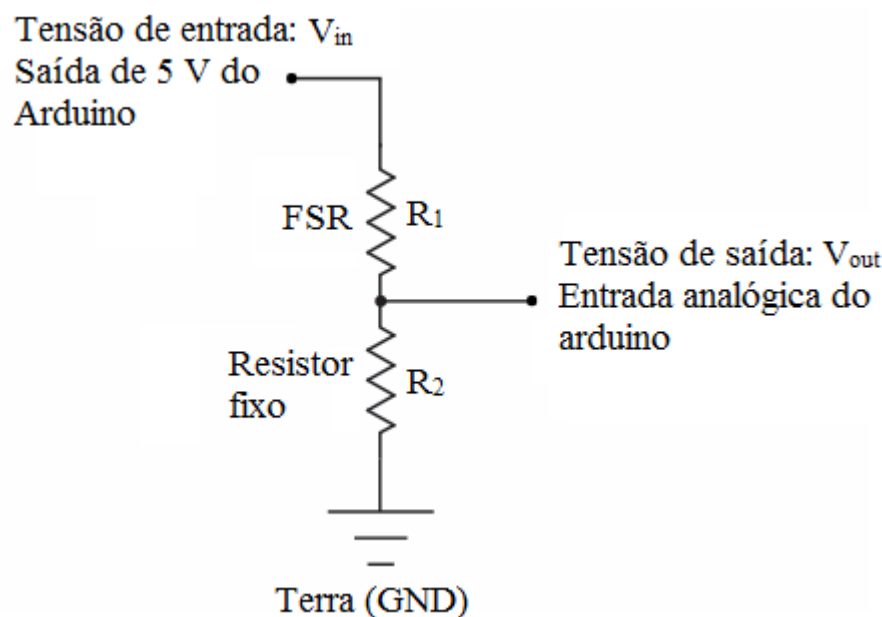
O principal componente é a central de processamento de informações digitais e analógicas: o Arduino®. Esse dispositivo recebe dados dos sensores de pressão, temperatura e umidade para que o sinal de saída possa realizar a atuação nas células de ar, no sistema de

trocas de calor e sistema de ventilação, respectivamente. Se a temperatura, pressão ou umidade do corpo do usuário atingirem valores superiores aos limiares adotados, isso será interpretado pelo Arduino® como uma necessidade de acionamento dos sistemas de ventilação e trocas de calor (água e ar).

➤ Sensor de pressão FSR

A Fig. 4.5 exibe o circuito de ligação do sensor de pressão FSR, elemento utilizado na montagem da malha de pressão. Dispondo de apenas de dois terminais, o sensor FSR é ligado à alimentação de 5V da placa do Arduino® e ao terra (GND). A resistência gerada pelo sensor sem carga tende ao infinito. A situação muda a partir do momento que este é pressionado, pois sua resistência tende a diminuir. Dessa forma, um resistor fixo é colocado em série com a ligação terra e uma derivação entre a saída do sensor e o resistor fixo é feita com alguma entrada analógica do Arduino®, no caso da Fig. 4.6, a entrada analógica A0. A Fig. 4.5 ilustra o circuito do divisor de tensão e a Eq. 4.2 é utilizada para cálculo da tensão de saída V_{out} .

Figura 4.5 – Circuito de ligação da malha de pressão



Fonte: O próprio autor, 2016.

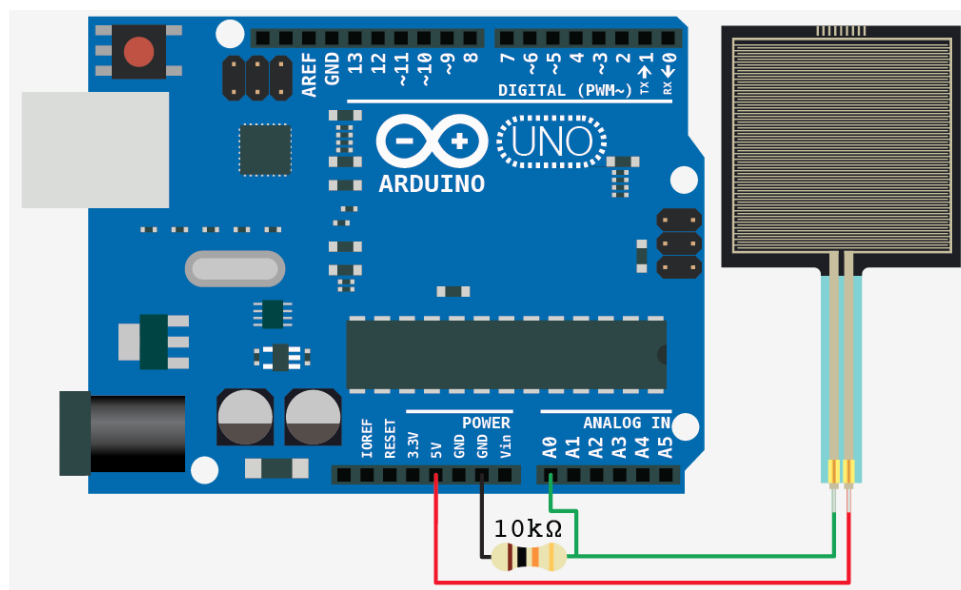
$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} V_{in} \quad (4.2)$$

Assim o Arduino® trabalhará como um voltímetro, recebendo a tensão na entrada analógica. Essa medida será proporcional ao divisor de tensão entre o sensor e o resistor fixo.

Por exemplo, quando o sensor estiver sem carga, toda a diferença de potencial estará sobre o sensor, pois este tem uma resistência muito alta e gera, conseqüentemente, uma alta queda de tensão. A partir do momento que uma carga for aplicada sobre o sensor e a resistência diminuir, parte da tensão passará para o resistor fixo em série e o Arduino® medirá a respectiva tensão sobre o resistor.

Isso pode ser verificado analisando a Eq. 4.2, onde se o valor de R_1 for muito maior que R_2 , será um número pequeno dividido por um número muito grande, onde o resultado será muito reduzido também, este resultado multiplicado pela tensão de entrada V_{in} resultará um valor de tensão de saída V_{out} muito pequeno, bem próximo à zero. A partir do momento que o valor de R_1 diminuir, o valor da razão entre a resistência R_2 e a resistência equivalente do circuito não mais resultará em um valor insignificante, logo multiplicado pela tensão de entrada V_{in} , tem-se um valor diferente de zero para a tensão de saída V_{out} . A Fig. 4.6 exibe a ligação do FSR com o Arduino®.

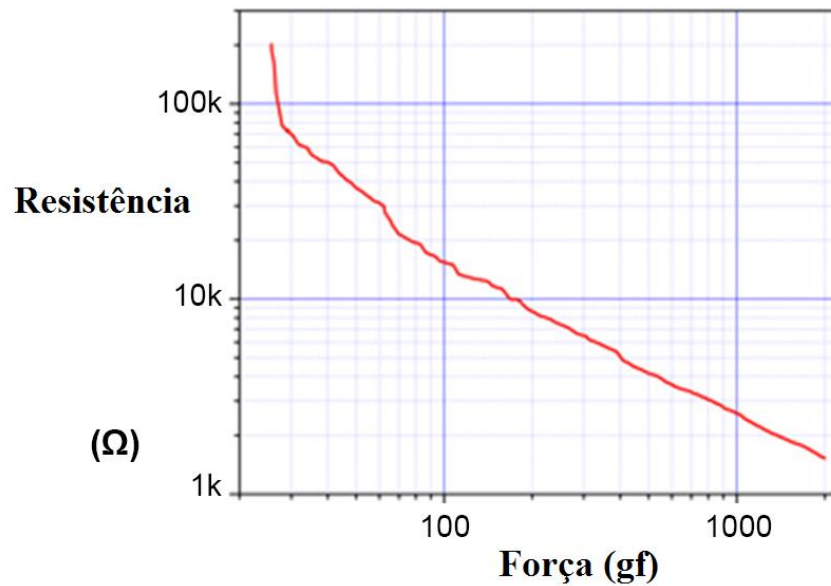
Figura 4.6 – Ligação do FSR ao Arduino®



Fonte: BILDR, 2012.

A variação entre a resistência, medida em ohms, e a carga, medida em grama-força, tem certa linearidade como se verifica no gráfico da Fig. 4.7. Conhecidas as relações entre força e resistência, resistência e tensão, é possível correlacionar as grandezas e aplicá-las ao caso em questão.

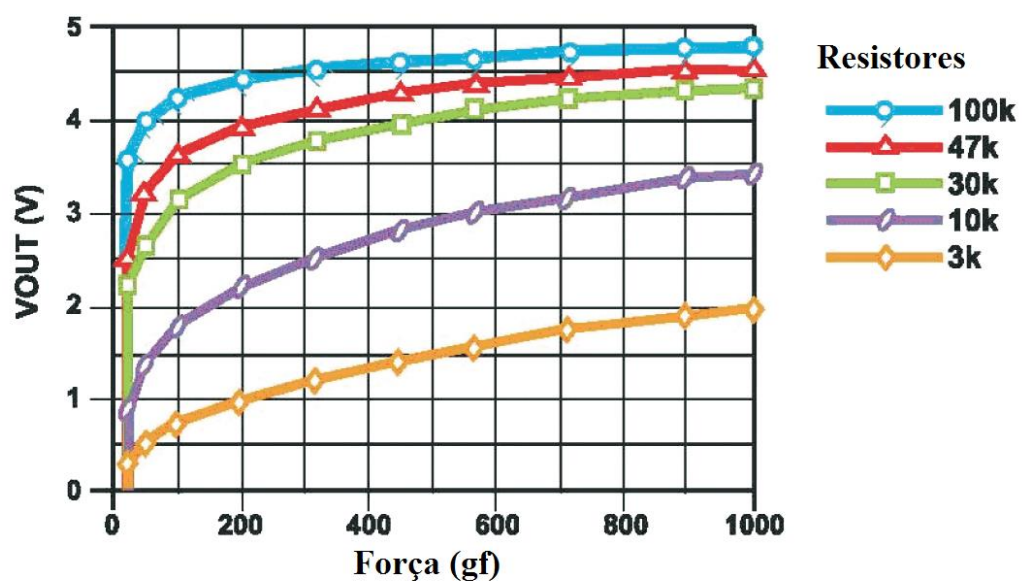
Figura 4.7 – Gráfico Força x resistência



Fonte: INTERLINK ELECTRONICS, 2016.

No gráfico da Fig. 4.8, têm-se curvas do comportamento da tensão na utilização de vários resistores para compor o divisor de tensão com o sensor de pressão FSR. No caso do desenvolvimento desse projeto, foram utilizados resistores de 10kΩ, como mostrado na Fig. 4.6.

Figura 4.8 – Gráfico Tensão x Força

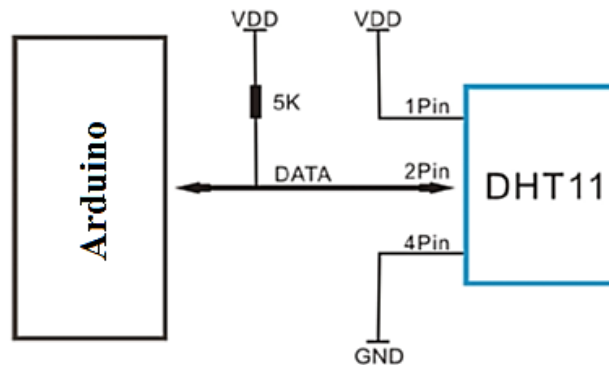


Fonte: INTERLINK ELECTRONICS, 2016.

➤ Sensor de Temperatura e Humidade DHT11

O controle de temperatura e umidade, ao contrário do sensor de pressão FSR, é realizado por uma comunicação em série com o controlador. O Sensor DHT11 que é sensor tanto de humidade quanto de temperatura possui de três contatos utilizados: a alimentação, o terra e a saída de dados onde serão realizadas as leituras pela entrada digital do Arduino®, conforme a Fig. 4.9.

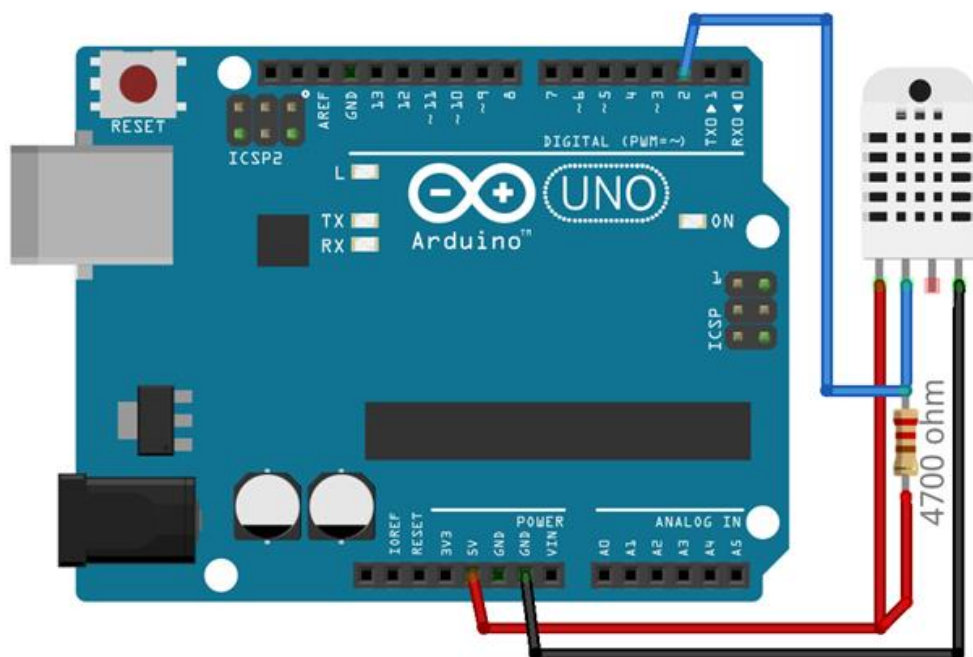
Figura 4.9 – Esquema de ligação do sensor DHT11.



Fonte: D-ROBOTICS, 2016.

O sensor DHT11 é alimentado pela tensão contínua VDD de 3 a 5.5V. É interessante colocar um capacitor de 100nF entre a alimentação e o terra para funcionar como filtro. (D-ROBOTICS, 2016)

Figura 4.10 – Esquema de ligação do sensor DHT11.



Fonte: FRITZING, 2016.

A Fig. 4.10 mostra o esquema de ligação ao Arduino®. Quando o microcontrolador manda o primeiro sinal, o DHT11 muda do modo *standby* (espera) para o modo de funcionamento, aguardando o microcontrolador completar o sinal inicial. Uma vez concluído, o sensor manda uma resposta de 40 bits que inclui informações de umidade relativa e temperatura para o controlador. Assim a comunicação com a porta digital é estabelecida. Sempre é necessário existir um resistor de *pull-up* conectado para a alimentação, uma exigência básica para a comunicação *sigle-wire*. O resistor de *pull-up* é utilizado em circuitos digitais e é responsável por sempre deixar uma pequena corrente circulando entre a fonte de tensão e o pino de entrada digital levando este ao nível alto de tensão pelo fato de estar ligado na alimentação V_{CC} , não deixando essa entrada em estado flutuante.

➤ Módulo Bluetooth HC-06

O módulo bluetooth, utilizado como comunicação sem fio com o Arduino®, é um dos principais componentes do projeto, viabilizando o controle do dispositivo à distância, concedendo maior liberdade e praticidade do cuidador de pacientes suscetíveis ao desenvolvimento de LPP.

A ligação do módulo bluetooth ao Arduino® é bem simples de ser efetuada. O HC-06 dispõe de quatro terminais, dois terminais de alimentação (V_{CC} e GND) e dois terminais de comunicação serial (R_x e T_x).

O nível lógico dos pinos R_x e T_x do módulo é de 3,3 volts (Fig. 4.11), carecendo de aplicação de um divisor de tensão entre o pino R_x e o Arduino, já que esse trabalha com 5 volts e por isso pode danificar o componente HC-06.

Figura 4.11 – Nível lógico HC-06.



Fonte: O próprio autor.

O circuito equivalente à aplicação do divisor de tensão é exibido na Fig. 4.5, onde se tem a tensão de entrada V_{in} , que vale 5 volts, os dois resistores para ocorrer a divisão de tensão e a tensão de saída V_{out} , igual a 3,3 volts.

Para determinação dos resistores, é necessário aplicar a Eq. 4.2. Escolhendo aleatoriamente o valor do resistor R_1 como sendo um resistor de $470\ \Omega$, obtém-se:

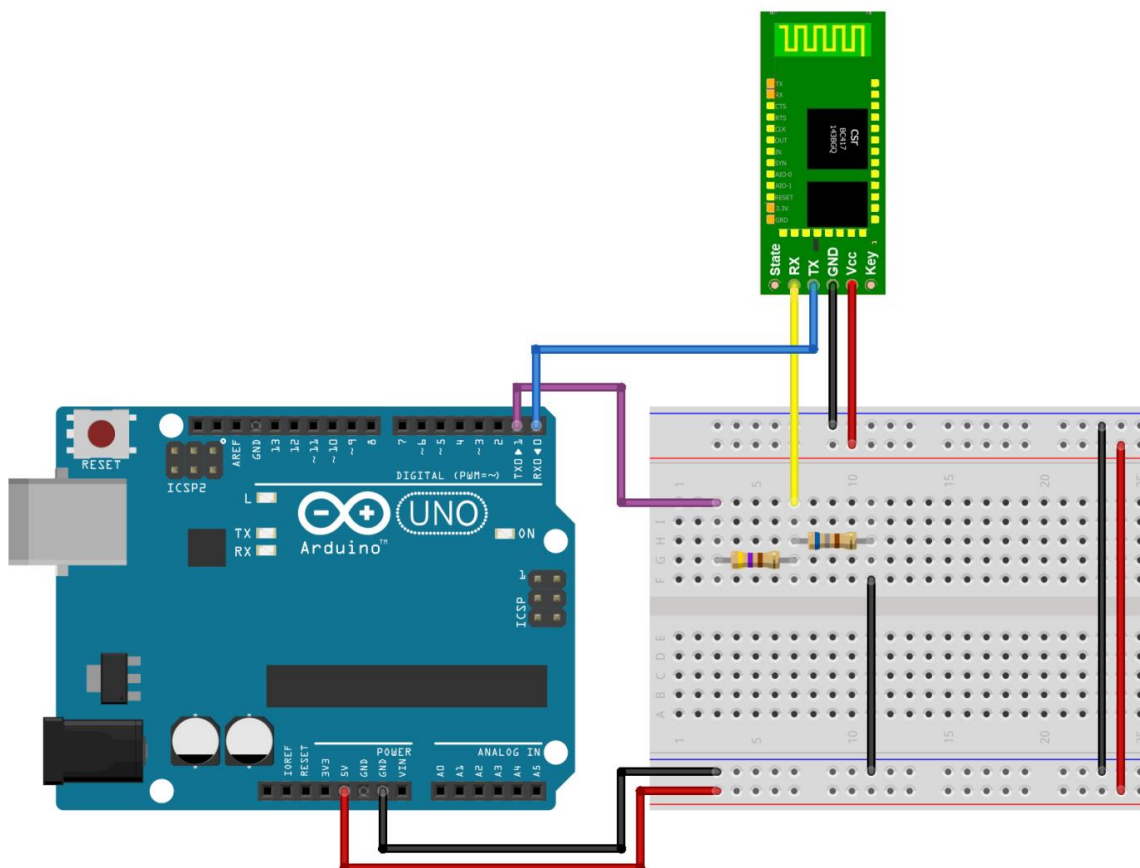
$$3,3 = \frac{R_2}{470 + R_2} 5$$

$$R_2 = 912\ \Omega$$

Observando o valor obtido, não existe comercialmente um resistor de $912\ \Omega$, logo é mais conveniente utilizar um resistor próximo a esse valor, encontrado mais facilmente no mercado, como o resistor de $680\ \Omega$. Lembrando que deve-se utilizar um resistor menor que $912\ \Omega$, pois se utilizar acima, será obtido um valor de tensão V_{out} maior que 3,3 volts.

A Fig. 4.12 exibe o esquema de ligação do módulo bluetooth HC-06 com a placa do Arduino via aplicação dos dois resistores para a divisão de tensão. É importante ressaltar que, para que estabeleça a comunicação entre o dispositivo externo e o Arduino®, é necessário ligar o cabo R_x do módulo na entrada T_x do Arduino® e o cabo T_x do módulo na entrada R_x do Arduino®.

Figura 4.12 – Esquema de ligação do HC-06.



Capítulo 5

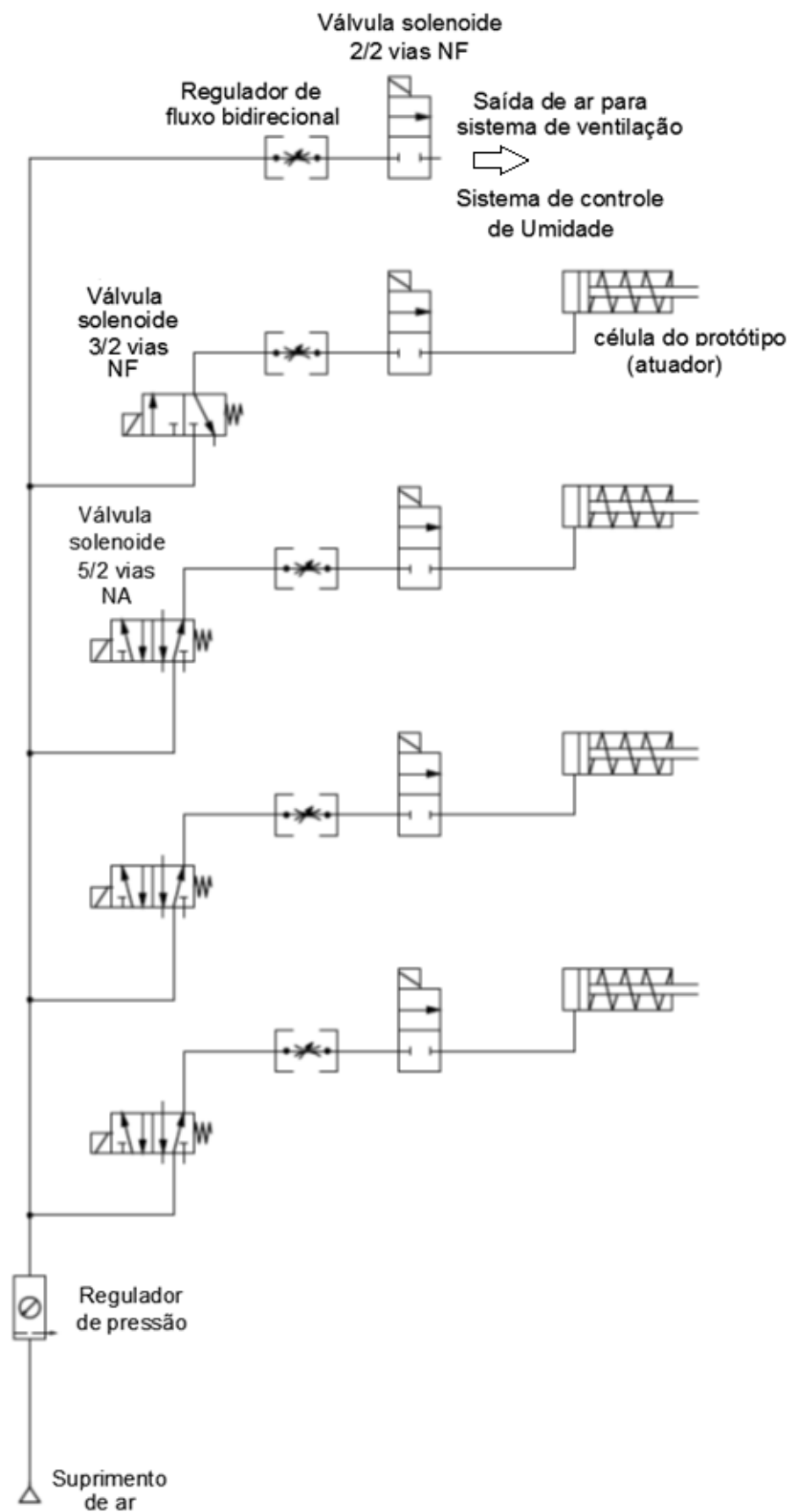
CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO

Nessa seção serão apresentados os passos detalhados para a construção do protótipo do sistema de controle ativo inibidor de LPP. Após avaliação e testes dos componentes descritos até aqui, foi construído um protótipo eletropneumático com atuação em tempo real buscando a prevenção e minimização da incidência e prevalência das LPP, podendo ser empregado também no tratamento de casos em que os enfermos já apresentam algum dos estágios da afecção.

5.1 Circuito pneumático

O Circuito pneumático cuida de quatro células de ar, que inflam e desinflam de acordo com os dados captados pelos sensores de pressão. Foram determinadas três regiões sensorizadas, referentes aos pontos de maior incidência das LPP, em uma pessoa deitada de costas: cabeça (1 célula), quadril (duas células) e pés (1 célula). A Fig. 5.1 mostra detalhamentos do circuito, pneumático completo do protótipo.

Figura 5.1 – Diagrama Circuito pneumático



Fonte: O próprio autor, 2017.

Primeiramente foram adquiridos todos os componentes elétricos e pneumáticos. Os componentes pneumáticos utilizados foram cinco válvulas pneumáticas solenoide 2/2 vias normalmente fechadas (Fig. 5.2), sendo quatro utilizadas para liberar ou não a passagem de fluxo de ar para as células pneumáticas de controle de pressão e uma para acionamento da ventilação no controle de umidade.

Figura 5.2 – Válvula 2/2 vias NF.



Fonte: O próprio autor, 2017.

Além das válvulas 2/2 vias, foram utilizadas quatro válvulas para controle direcional de fluxo de ar no enchimento e esvaziamento das células. Uma das válvulas é do tipo 3/2 vias normalmente fechada (Fig. 5.3) e as outras três são 5/2 vias normalmente abertas (Fig 5.4).

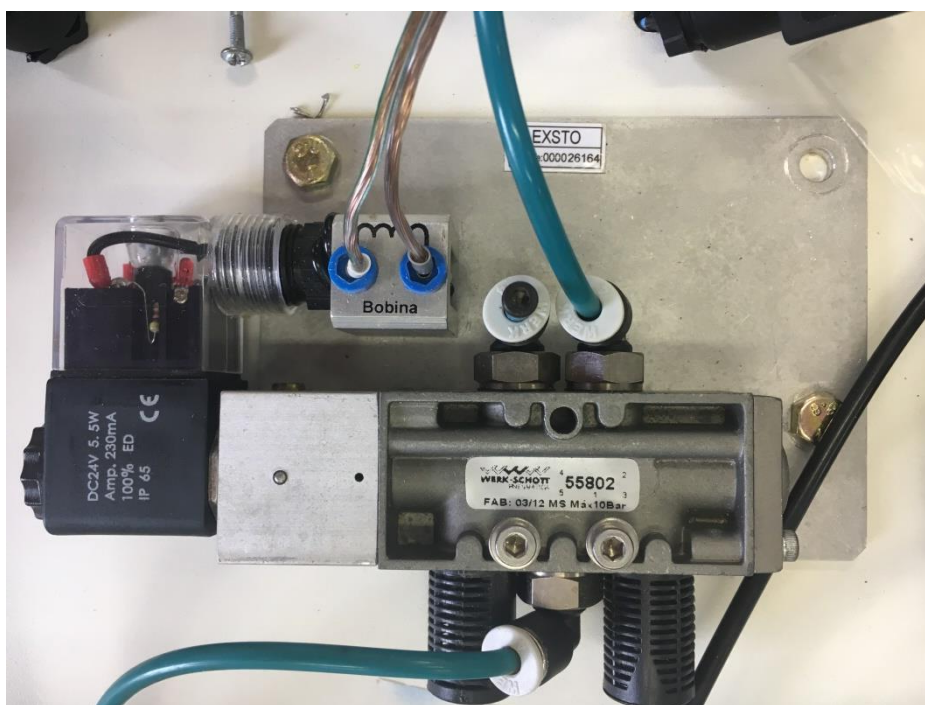
Figura 5.3 – Válvula 3/2 vias NF.



Fonte: O próprio autor, 2017.

O fato das válvulas 2/2 vias e a 3/2 vias serem normalmente fechadas, significa que os solenoides das respectivas válvulas devem ser energizados para que estas mudem de estado e deixem a passagem do fluxo de ar. Já as válvulas 5/2 vias são normalmente abertas, ou seja, o ar flui através delas sem que estas estejam ligadas promovendo o enchimento das células; assim que estas são energizadas, o ar da linha de alimentação é direcionado para uma saída que foi isolada e o ar das células é direcionado para o escape promovendo o seu esvaziamento.

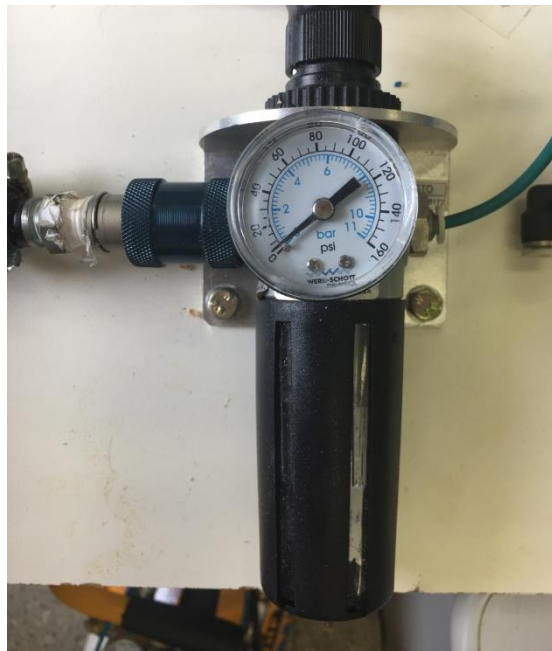
Figura 5.4 – Válvula 5/2 vias NA.



Fonte: O próprio autor, 2017.

A alimentação da linha de pressão é feita por um compressor que, ao liberar o suprimento de ar, este passa por um regulador de pressão (Fig. 5.5) que busca a manutenção constante a pressão de trabalho (pressão secundária) independente da oscilação da pressão da rede (pressão primária) e leva o ar comprimido de modo seguro e com a pressão adequada para todo o sistema. Esse dispositivo é provido de um filtro de ar e manômetro para a aferição fina da pressão de entrada.

Figura 5.5 – Regulador de pressão.



Fonte: O próprio autor, 2017.

Após o ar com a pressão aferida passar pelo regulador, este por sua vez é conduzido para o Bloco Distribuidor em régua (Fig. 5.6), que divide o suprimento pneumático entre as quatro linhas de controle de pressão nas células do protótipo e a linha de controle de umidade.

Figura 5.6 – Bloco Distribuidor em Régua de 10 saídas.



Fonte: O próprio autor, 2017.

Na sequência, depois que o suprimento pneumático foi distribuído entre as linhas de pressão, o ar segue para as células do protótipo onde, nesse trajeto, além das válvulas 2/2 vias, 3/2 vias e 5/2 vias, passa pelos reguladores de fluxo bidirecionais (Fig 5.7), os quais têm a função de restringir a velocidade com que o ar entra em cada célula e também regular o sistema de ventilação no controle de umidade.

Figura 5.7 – Regulador de pressão.



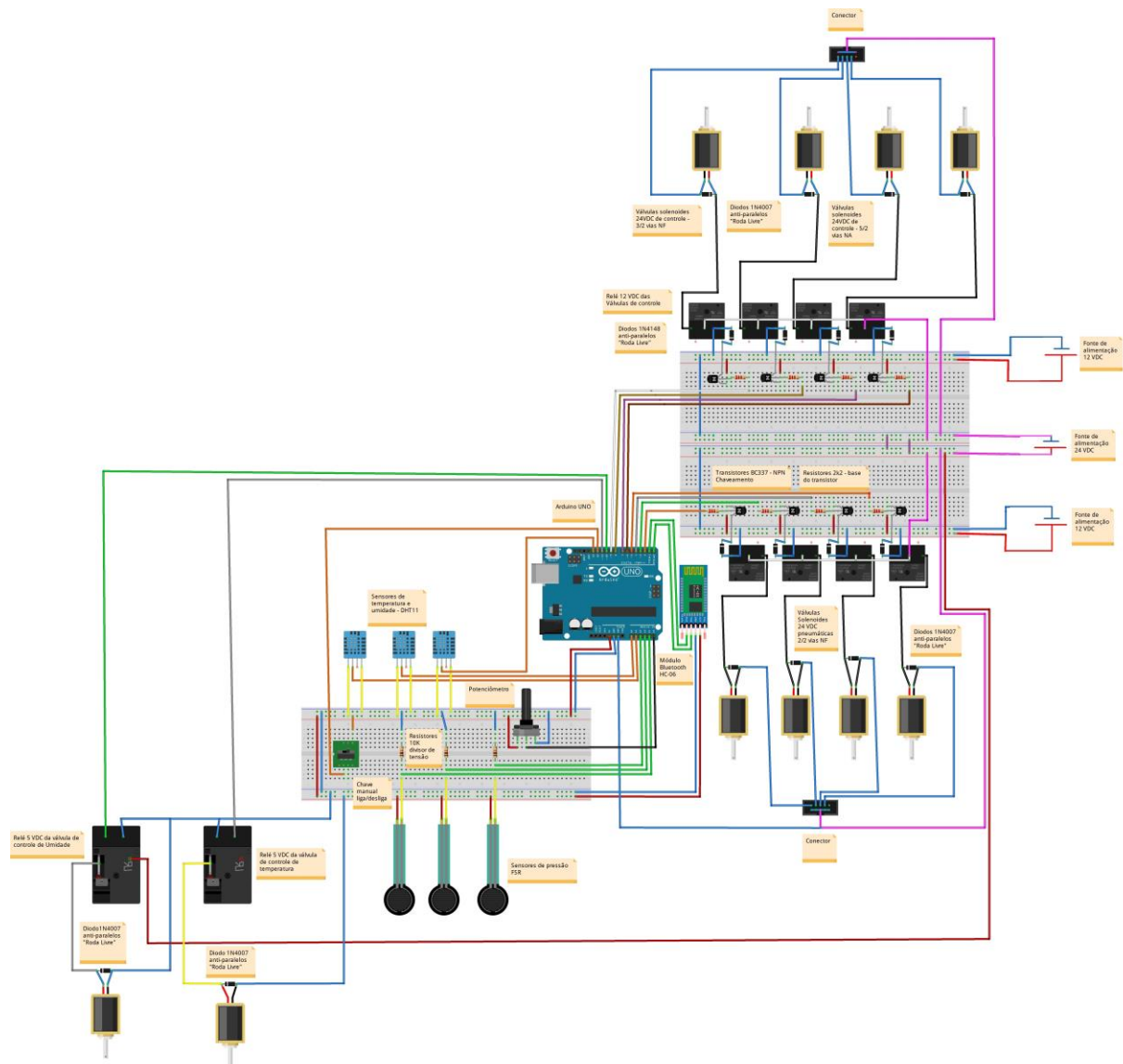
Fonte: O próprio autor, 2017.

5.2 Circuitos Elétricos

Os circuitos de acionamento do protótipo exigiram vários conhecimentos relacionados à eletrônica, desde a utilização de resistores para a realização de divisor de tensão, transistores para o chaveamento na alimentação de relés e diodos *freewheel*, (“roda livre”), visando o funcionamento pleno com componentes de baixo custo.

A Fig. 5.8 mostra o circuito de funcionamento completo para controle de pressão, temperatura e umidade do protótipo, e na sequência, cada parte do circuito será detalhada descrevendo sua operação.

Figura 5.8 – Circuito completo de operação do protótipo.



Fonte: O próprio autor, 2016.

O protótipo é alimentado por três fontes de alimentação distintas. A primeira fonte alimenta o Arduino®, por meio da saída USB de um computador ou uma fonte de alimentação 9 volts, outra fonte com saída 12 volts alimenta a placa de relés, responsáveis pelo acionamento das válvulas 2/2 vias, 3/2 vias e 5/2 vias. A terceira alimentação é uma fonte regulável de tensão (0-30V) e corrente de 3 ampères, configurada para 24 volts e alimenta as válvulas pneumáticas 2/2 vias, 3/2 vias e 5/2 vias (Fig 5.9).

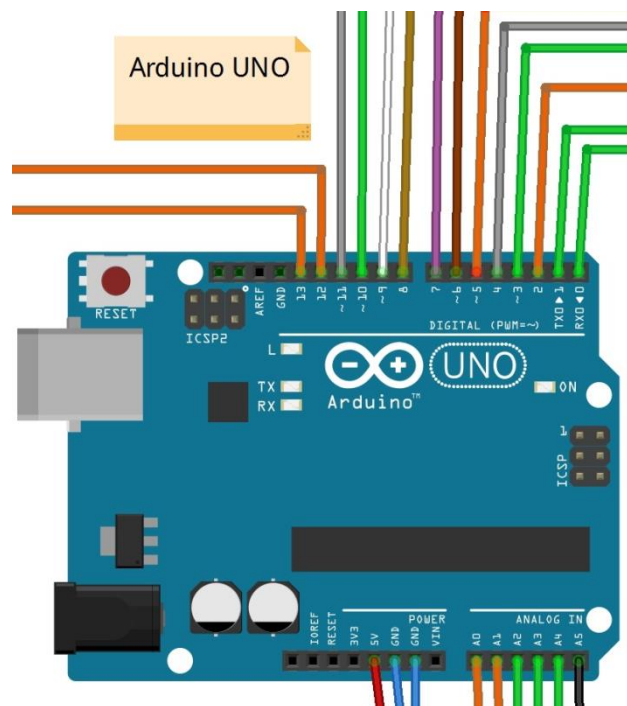
Figura 5.9 – Fonte de alimentação regulável.



Fonte: O próprio autor, 2017.

O Arduino® UNO possui 14 pinos de entradas/saídas digitais, as quais seis delas podem ser usadas como saídas PWM (*Pulse Width Modulation*), seis entradas analógicas. Utilizou-se todas as portas analógicas e digitais do Arduino® UNO para realizar o controle do protótipo, além da alimentação 5 V e de dois pinos GND (Fig. 5.10 e 5.11).

Figura 5.10 – Esquema de utilização das portas do Arduino®.

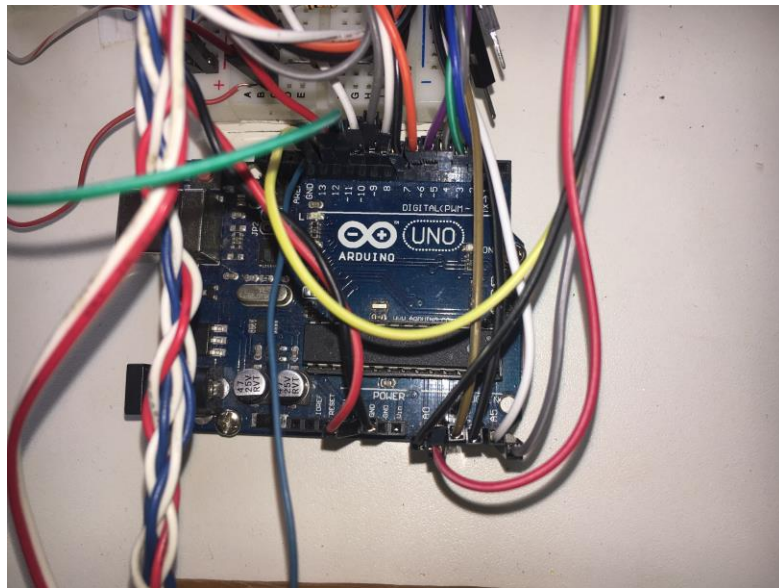


Fonte: O próprio autor, 2017.

As ligações físicas no Arduino® foram feitas da seguinte maneira:

- Os pinos digitais 0 e 1 receberam a conexão do módulo de controle bluetooth (R_x e T_x);
- Os pinos digitais 2 a 9 são responsáveis pelo acionamento das 8 válvulas de controle 2/2 vias, 3/2 vias e 5/2 vias que estão ligadas a placa de relés;
- Os pinos 10 e 11 tem a função de acionar a válvula de ventilação do controle de umidade e a válvula da bomba do controle de temperatura, respectivamente através de relés situados fora da placa;
- O pino 12 é uma entrada que recebe o sinal de uma chave manual *on/off* que realiza a inicialização do sistema de controle do protótipo;
- Os pinos 13, 14 (A0) e 15 (A1) são entradas de dados da comunicação serial dos três sensores de umidade e temperatura DHT11
- Os pinos analógicos A2, A3, A4 e A5 são as entradas de dados dos três sensores de pressão FSR e do potenciômetro, que simula a operação de um quarto sensor.

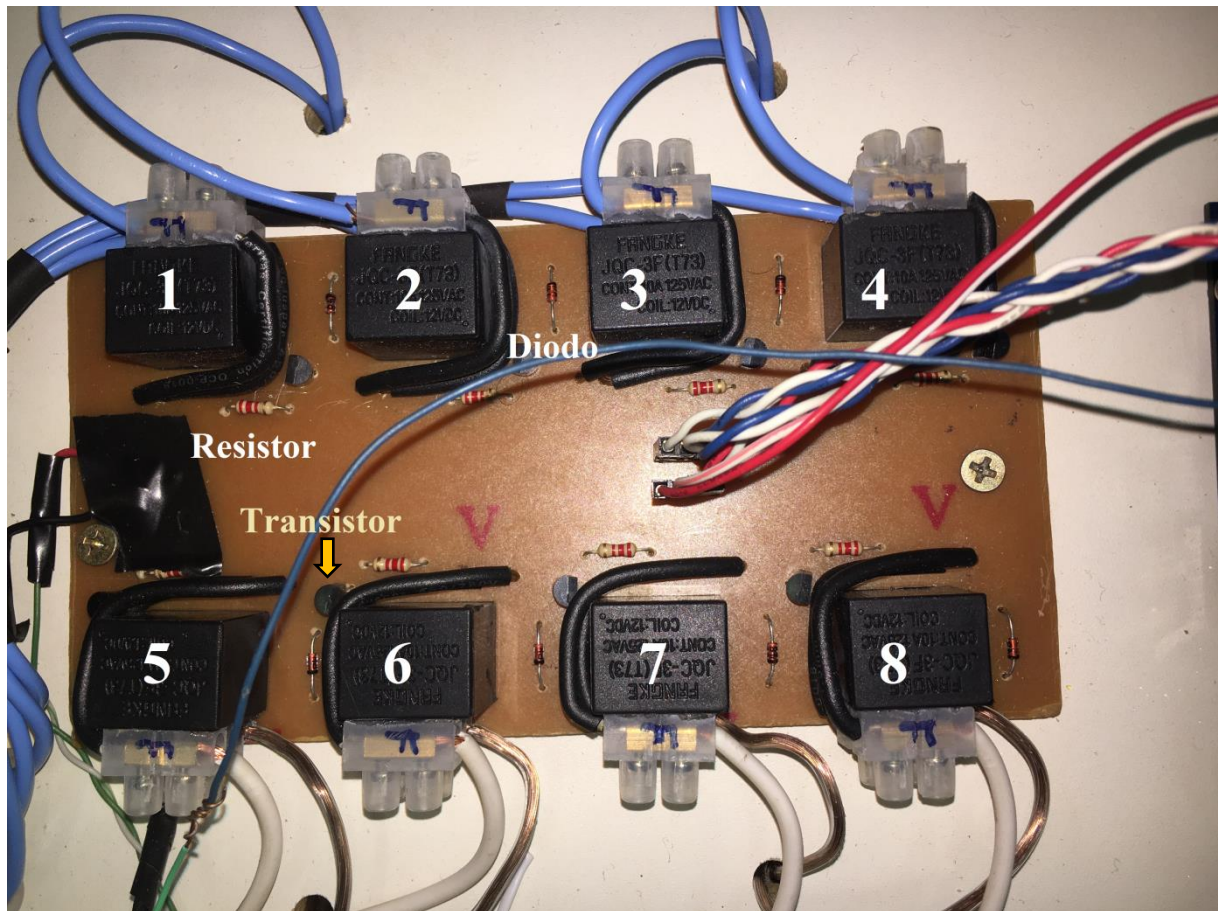
Figura 5.11 – Ligação das portas do Arduino®.



Fonte: O próprio autor, 2017.

A ativação das 8 válvulas de controle direcional são realizadas a partir de uma placa de relés (12 volts) (Fig. 5.12), sendo que os relés numerados de 1 a 4 acionam todas as válvulas solenoides 2/2 vias NF, os de 5 a 7 acionam as válvulas solenoides 5/2 vias NA e o relé número 8 é responsável pelo funcionamento da válvula pneumática 3/2 vias NF.

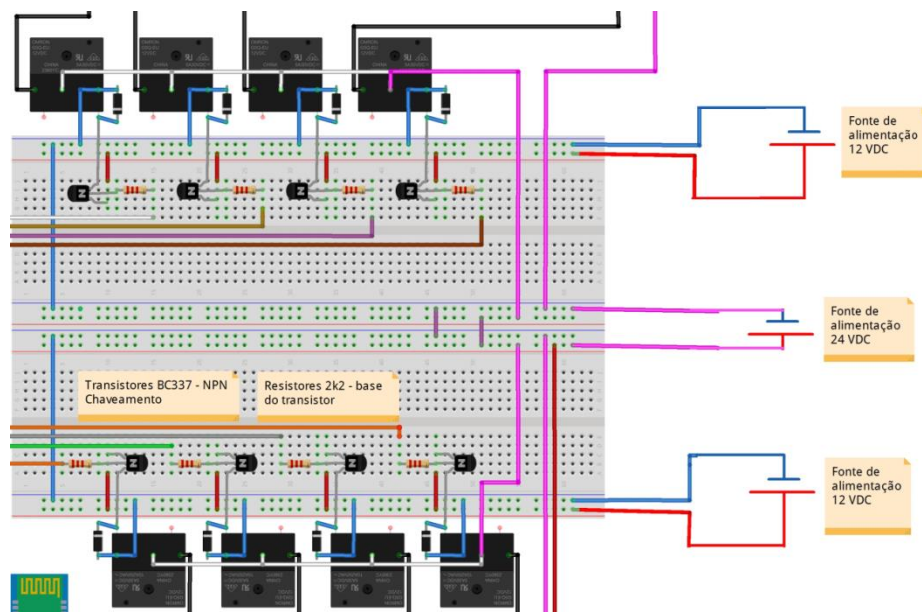
Figura 5.12 – Placa de relés.



Fonte: O próprio autor, 2017.

A energização da placa de relés acontece por uma fonte externa de 12 volts onde é utilizado um chaveamento via transistor para liberar a passagem da corrente que alimentará cada um dos componentes. Foram utilizados transistores NPN do tipo BC337, resistores da base 2200 Ω , ligação do coletor na fonte externa de 12 volts e do emissor em um dos terminais do relé. Assim que o Arduino[®] polariza a base do transistor com uma tensão de 5 volts, este fecha o circuito entre emissor e coletor realizando o acionamento do respectivo relé que acionará a válvula de controle direcional (Fig. 5.13).

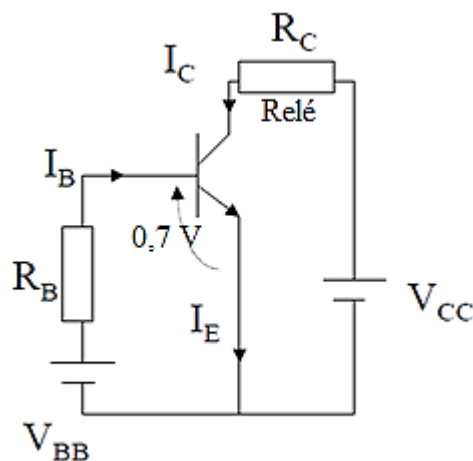
Figura 5.13 – Esquema de ligação da Placa de relés.



Fonte: O próprio autor, 2017.

Na Fig. 5.13 e 5.14, além das ligações dos relés com os transistores e a presença do resistor da base de 2k2, é possível observar a instalação de diodos em todos os oito relés ligados com o anodo no polo positivo da alimentação das bobinas. A Fig. 5.14 exibe o circuito equivalente de acionamento.

Figura 5.14 – circuito equivalente e acionamento dos relés.



Fonte: O próprio autor, 2017.

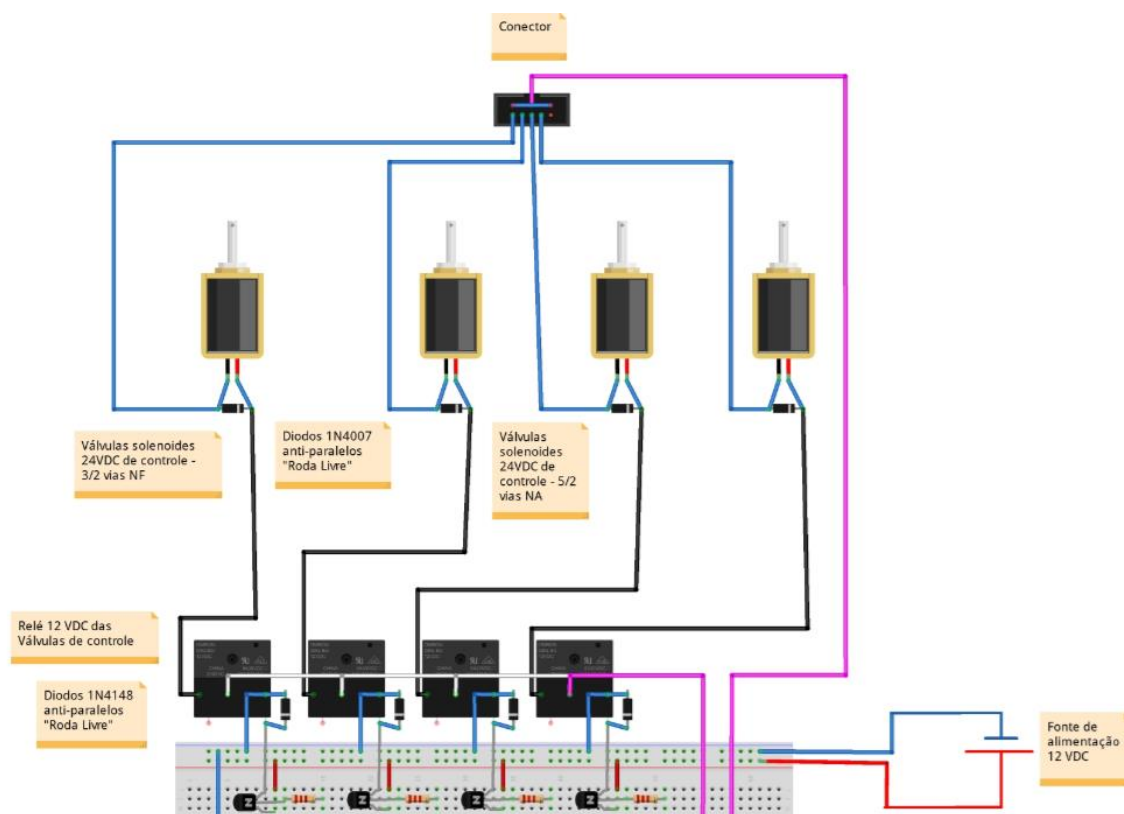
No circuito da Fig. 5.14, no circuito da base do transistor tem-se a fonte V_{BB} representa os 5 volts fornecidos pelo Arduino®, R_B é o resistor da base, que no caso é um resistor de $2k2 \Omega$ e a tensão V_{BE} é a tensão base-emissor de polarização do diodo da base, valendo 0,7 volts.

Ainda com relação a Fig. 5.14, no circuito coletor-emissor, a fonte V_{CC} é a fonte de alimentação de 12 volts, R_C é a carga desse circuito, que representa a impedância da bobina

do relé. Baseado nesses dados é possível analisar a corrente que polariza a base e realizar a verificação das condições ideais de funcionamento do transistor.

Os diodos, do tipo 1N4148, utilizados nessa situação são comumente chamados de diodos “roda livre” e desempenham papel importantíssimo para o funcionamento do conjunto. Diodos 1N4007 “roda livre” também foram empregados nos solenoides das válvulas pneumáticas 2/2 vias (Fig. 5.15). Entretanto as válvulas 5/2 vias e 3/2 vias já vinham de fábrica com um compartimento com os diodos. Durante a montagem do protótipo, inicialmente não foi utilizado o diodo “roda livre”. No momento das simulações, o ruído gerado pela desenergização do solenoide das válvulas pneumáticas, causava a reinicialização do Arduino®, problema que foi solucionado exclusivamente com a aplicação dos diodos. Outros caminhos foram trilhados com a utilização de inúmeros componentes, porém o êxito foi atingido com a ligação antiparalelo entre diodos e solenoides.

Figura 5.15 – Aplicação diodo “roda livre”.

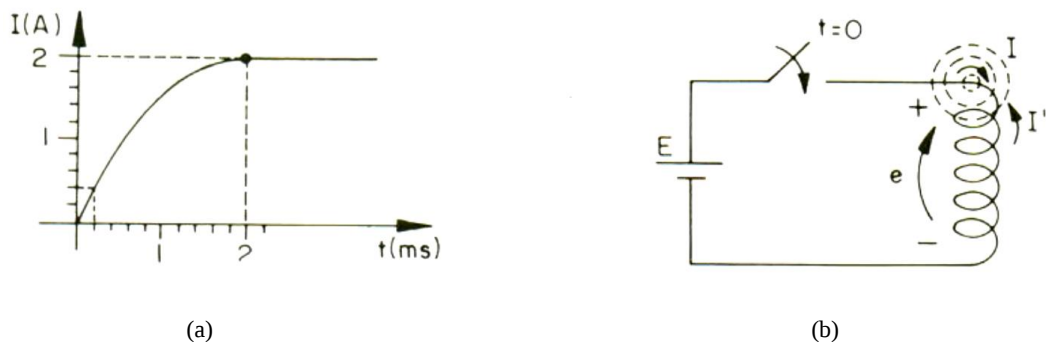


Fonte: O próprio autor, 2017.

A grande importância da utilização de diodos em ligação antiparalelo com as bobinas é devido ao fenômeno eletromagnético gerado no momento da desenergização.

Conforme (ALBUQUERQUE, 1989), quando a chave de um circuito com a presença de um indutor é fechada, uma corrente elétrica (I) começa a circular pelos componentes. A corrente elétrica passando pelas primeiras espiras do indutor gera um campo magnético que envolve as espiras subsequentes, induzindo nelas uma força eletromotriz. De acordo com a lei de Lenz, esta tensão induzida e a corrente induzida (I') devem gerar um campo magnético contrário se opondo à causa que o originou. Como decorrência dessa oposição, tem-se que a corrente no circuito tem um atraso para atingir o seu valor de regime permanente. As Fig. 5.16 (a) e (b) mostram esquematicamente a ocorrência do fenômeno e a oposição da corrente induzida I' .

Figura 5.16 – (a) Gráfico da corrente em função do tempo durante a energização (b) Circuito elétrico indutivo em processo de energização e presença de força eletromotriz induzida.

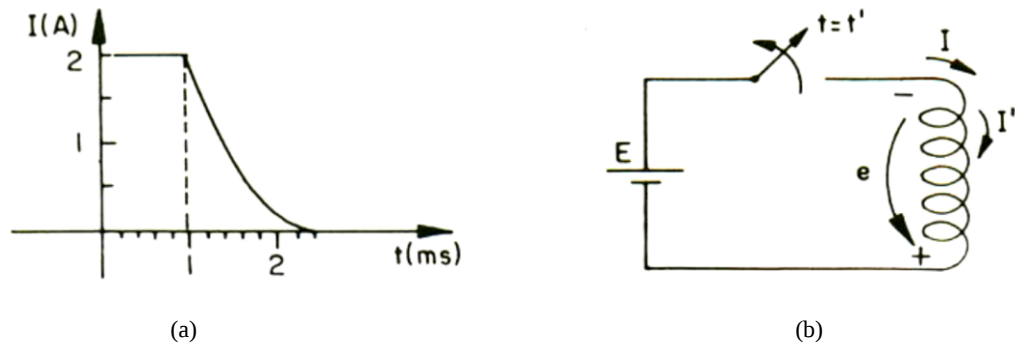


Fonte: ALBUQUERQUE, 1989.

Ainda segundo (ALBUQUERQUE, 1989), Após a corrente I atingir o valor de regime permanente, que no caso da Fig. 5.19 (a) é 2 A, e a chave for aberta, a corrente I irá diminuir. A variação do campo magnético sobre o indutor gerará uma oposição à variação da corrente novamente, que nesse caso, para não deixar a corrente I cessar, a polaridade da tensão induzida é a mesma da fonte induzindo uma corrente I' no mesmo sentido da corrente do circuito fazendo com que essa corrente tenda a zero com um certo amortecimento.

De acordo com a Fig. 5.17 (a), pode-se observar a presença da corrente por determinado intervalo de tempo e também é possível verificar na Fig. 5.17 (b) que a tensão induzida é somada à tensão da fonte, de modo que entre os terminais da chave aberta, a tensão será $E + e$. Nessa situação, se a força eletromotriz induzida for suficientemente alta, pode aparecer um arco elétrico entre os contatos da chave, o que pode ser prejudicial para o circuito.

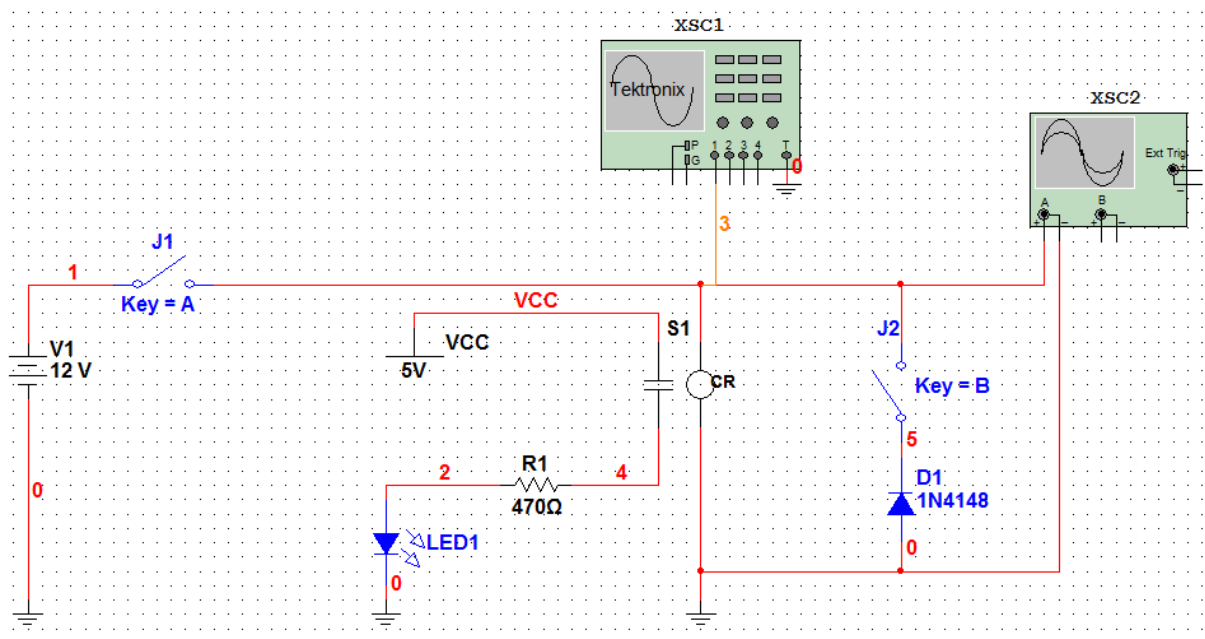
Figura 5.17 – (a) Gráfico da corrente em função do tempo durante a desenergização (b) Circuito elétrico indutivo em processo de desenergização e presença de força eletromotriz induzida.



Fonte: ALBUQUERQUE, 1989.

Foi realizada uma simulação utilizando o software MultiSim[®] para verificar a presença de distúrbios durante a abertura do sistema que alimenta o solenoide de um relé. A Fig. 5.18 apresenta o circuito de acionamento do solenoide.

Figura 5.18 – Circuito simulado no MultiSim[®].



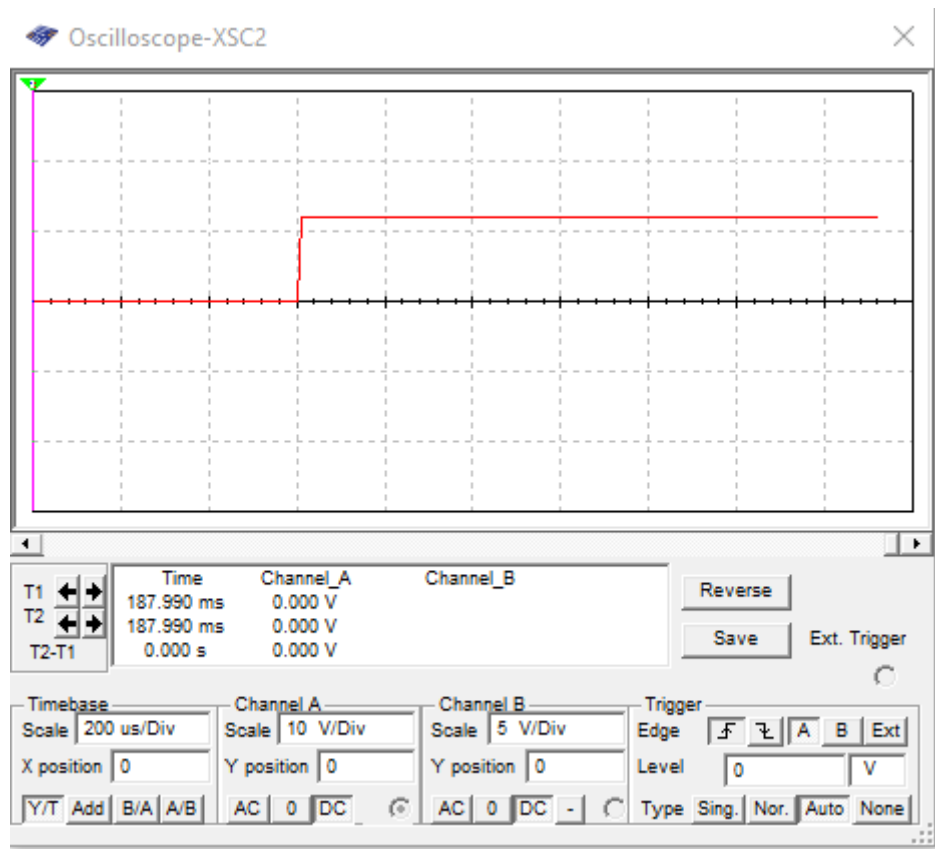
Fonte: O próprio autor, 2017.

Uma fonte de 12 V alimenta a bobina (CR) de um relé NA através de uma chave de comando denominada J1. O contato (S1) NA do relé conduz uma corrente correspondente ao acionamento de um LED através de um resistor de 470 Ω. Em paralelo com a bobina do relé, tem-se um diodo 1N4148 ligado com o catodo direcionado para o lado positivo do acoplamento através da chave J2 (ligação antiparalela), de modo que, pode-se ou não conectar

o diodo no sistema. O nó 3 tem osciloscópios ligados entre o ramo do diodo e o ramo do solenoide do relé destinado a mensurar o ruído que fica presente no ponto de acoplamento comum do circuito em questão.

No instante da energização do solenoide é possível perceber o atraso que o sistema leva para atingir o regime permanente, evidenciando a indução de uma força eletromotriz contrária (Fig. 5.19).

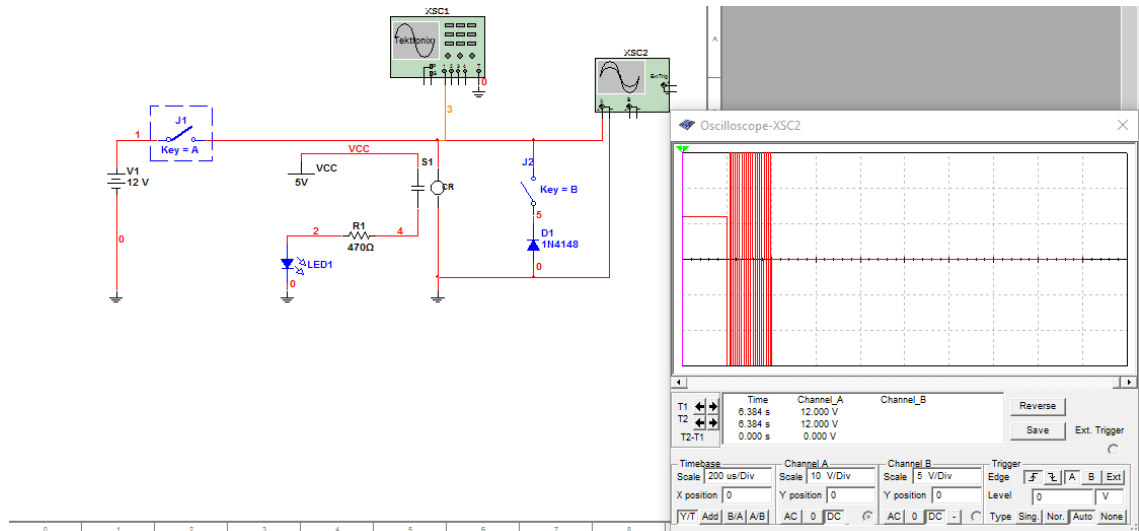
Figura 5.19 –Display do osciloscópio durante energização do solenoide.



Fonte: O próprio autor, 2017.

No instante do desligamento do solenoide do relé sem a conexão do diodo, é evidente a intensidade do distúrbio gerado no sistema, levando a um surto de tensão nos terminais da chave (Fig. 5.20).

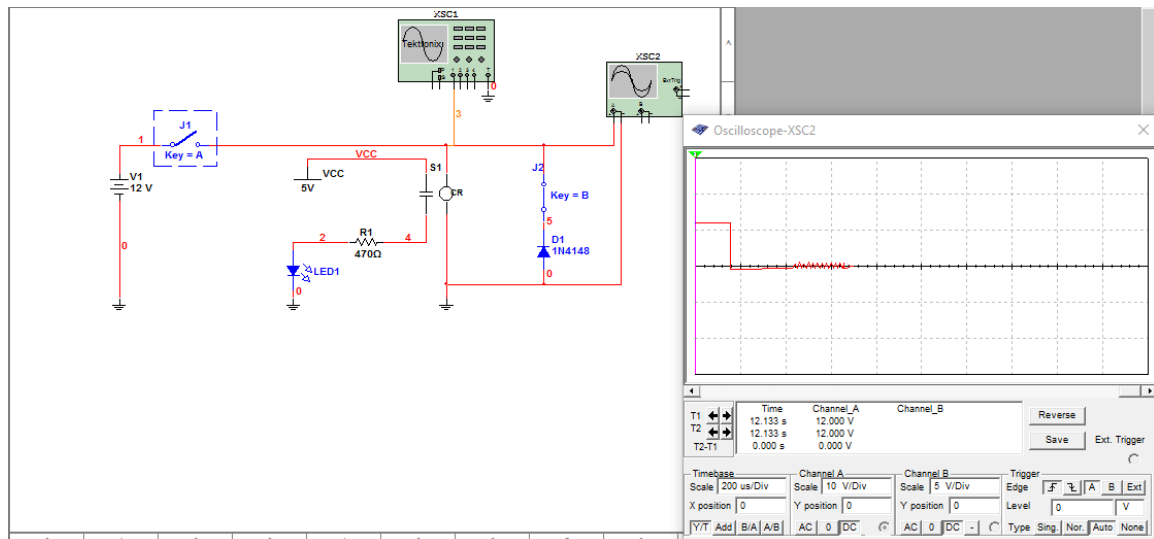
Figura 5.20 –Distúrbio no ponto de acoplamento comum após abertura de indutor.



Fonte: O próprio autor, 2017.

A Fig. 5.21 apresenta o instante da abertura da chave com a presença do diodo, o qual atenua significativamente o surto de tensão nos terminais da chave.

Figura 5.21 – Atenuação do distúrbio elétrico no sistema com a inserção do diodo.

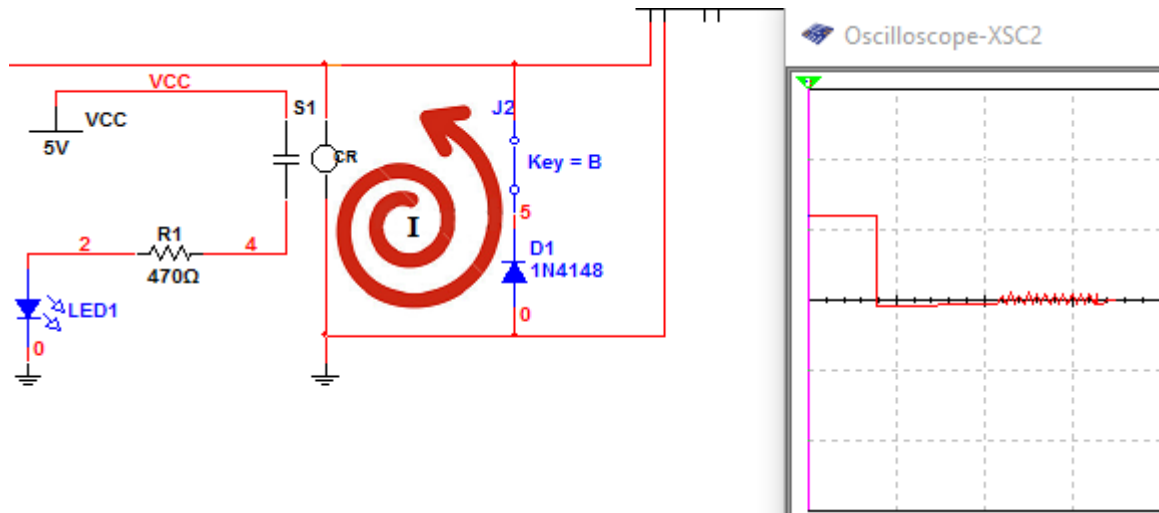


Fonte: O próprio autor, 2017.

Na situação em que o diodo “roda livre” está presente e ocorre a supressão do surto de energia no circuito, pode-se interpretar que a corrente induzida no circuito, que tem o mesmo sentido da corrente da fonte de 12 volts, é dissipada seguindo o caminho de menor resistência elétrica que é a polarização direta do diodo e segue o caminho passando novamente pelo

indutor, já que tem-se um circuito aberto de volta para a fonte e o diodo polarizado na forma direta, é praticamente um curto circuito entre os terminais do solenoide (Fig. 5.22).

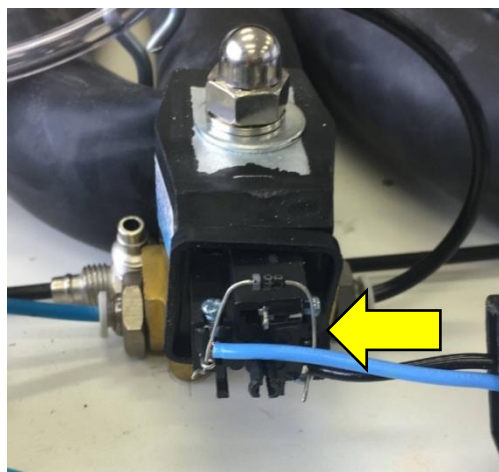
Figura 5.22 – Análise física do comportamento da corrente com o diodo “roda livre” conectado.



Fonte: O próprio autor, 2017.

No momento da desenergização dos solenoides das válvulas e dos relés, e se esses porventura não possuírem os diodos “roda livre”, o surto de corrente e tensão pode chegar ao circuito de controle do Arduino®. Distúrbios como esse no sistema eletrônico poderão levar a diversos problemas, pois os componentes são muito sensíveis, devido ao fato de trabalharem com tensões e correntes muito menores que o circuito de trabalho das válvulas. Mesmo as duas partes do circuito sendo alimentadas por fontes de energia diferentes, a proximidade dos condutores pode induzir ruídos e levar, por exemplo, a reinicialização do Arduino®, não permitindo a leitura de todo o código programado e, conseqüentemente, o mal funcionamento do protótipo. A Fig. 5.23 exibe a ligação do diodo na válvula pneumáticas 2/2 vias NF.

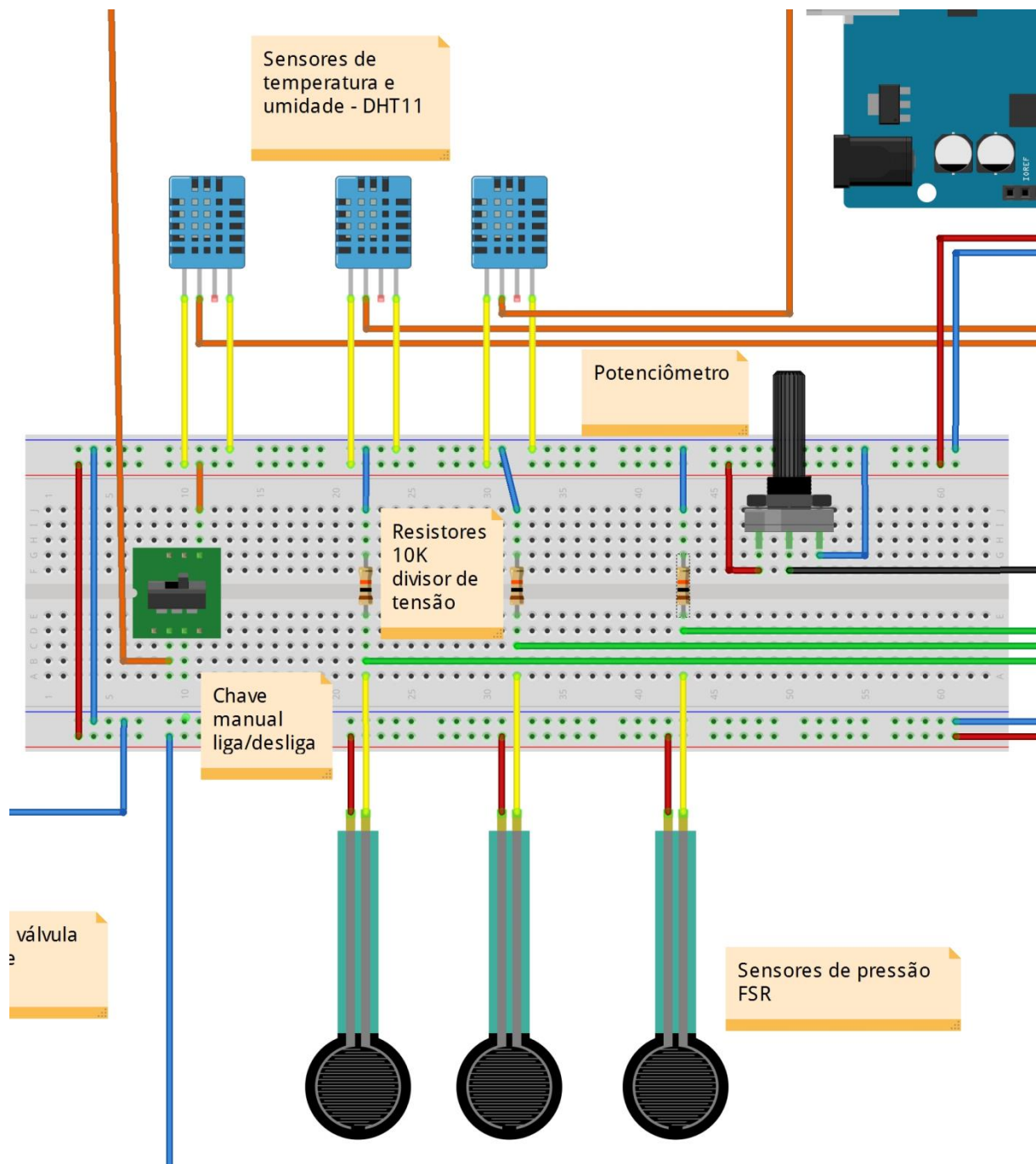
Figura 5.23 – Aplicação diodo “roda livre”.



Fonte: O próprio autor, 2017.

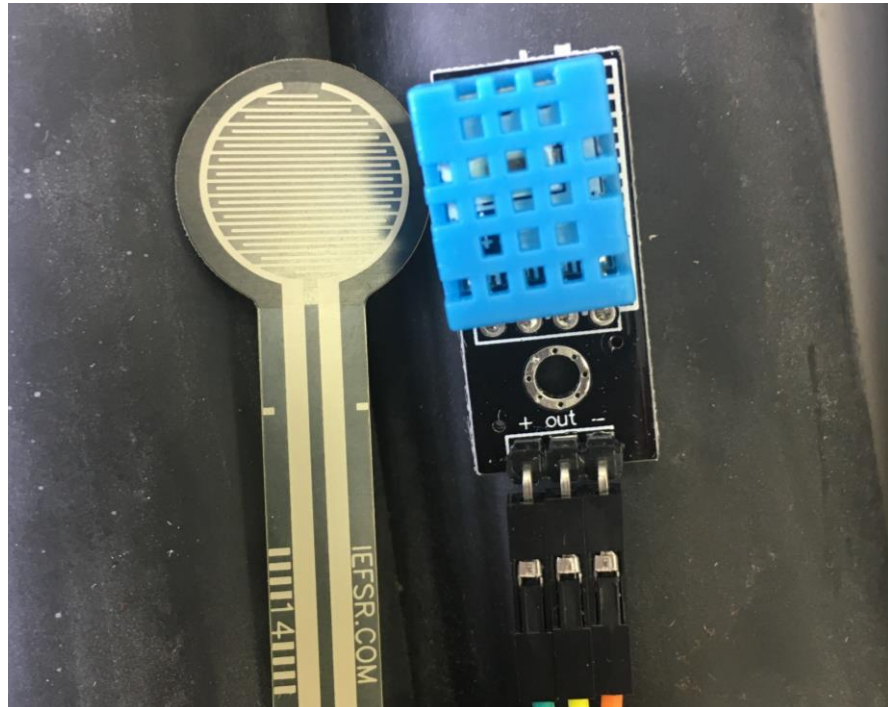
O circuito de ligação dos sensores de pressão FSR e dos sensores de temperatura e umidade DHT11 é apresentado na Fig. 5.24, onde observa-se a chave de comando manual *ON/OFF* destinada a realizar a inicialização das malhas de controle das três variáveis. Devido à dificuldade da aquisição dos sensores de pressão, foi empregado um potenciômetro para realizar a função de um quarto FSR. O potenciômetro é um componente de 3 terminais que realiza um divisor de tensão internamente, se tornando um dispositivo ideal para simular a atuação do FSR.

Figura 5.24 – Esquema de ligação dos sensores FSR e DHT11.



A Fig. 5.25 exibe os sensores de pressão FSR e temperatura e umidade DHT11 alocados sobre uma das células do protótipo.

Figura 5.25 – FSR e DHT11, respectivamente.



Fonte: O próprio autor, 2017.

A malha de controle de temperatura e umidade é feita por dois relés 5 volts. O relé do sistema de controle de umidade aciona uma válvula 2/2 vias NF liberando a ventilação através de um sistema de tubos que cobrem todo o protótipo. A Fig. 5.26 mostra os relés usados para acionamento dos sistemas de controle da malha do DHT11.

Figura 5.26 – Relé de acionamento das válvulas de controle de temperatura e umidade.



Fonte: O próprio autor, 2017.

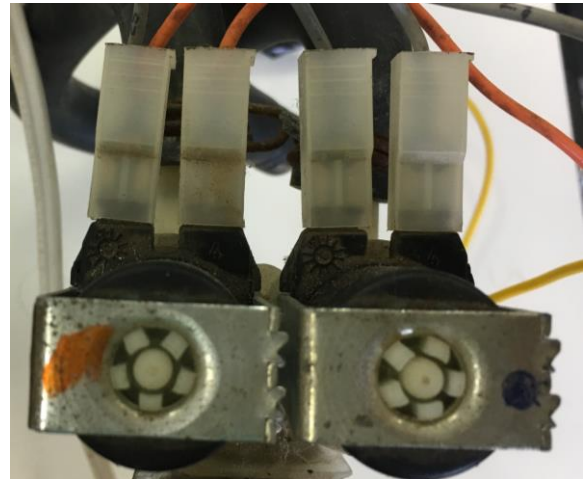
O relé da malha de controle de temperatura aciona uma válvula hidráulica (Fig. 5.27b) que está acoplada a um bombeamento. A bomba (Fig. 5.27a) é alimentada diretamente pela

rede elétrica de 220 volts. O relé secciona o circuito elétrico da válvula hidráulica, impedindo sua conexão direta com a rede elétrica. Quando umidade e/ou temperatura elevadas são detectadas pelo sensor DHT11, o arduino envia um sinal de 5 volts que acionará o relé das respectivas válvulas, e acionando os dois sistemas.

Figura 5.27 – (a) Bomba (b) válvulas hidráulicas.



(a)

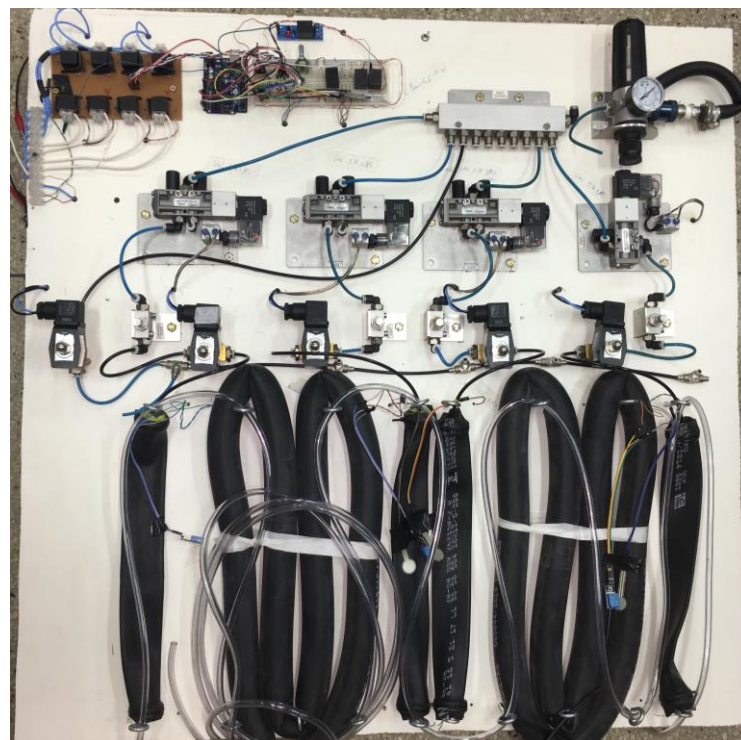


(b)

Fonte: O próprio autor, 2017.

A Fig. 5.28 mostra o protótipo do sistema de controle ativo inibidor de LPP.

Figura 5.28 – Sistema de controle ativo inibidor de LPP.



Fonte: O próprio autor, 2017.

Capítulo 6

OPERAÇÃO DO PROTÓTIPO

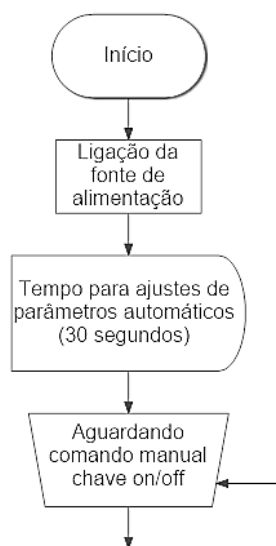
Neste capítulo será apresentado o sistema de operação do protótipo, de acordo com o código fonte programado em Arduino®. A compreensão da sequência de acionamentos dos dispositivos elétricos e eletropneumáticos são de grande importância para o entendimento do sistema inibidor de LPP e, também, para a busca de melhorias para o protótipo, na tentativa de deixar o dispositivo cada vez mais robusto e com maior confiabilidade.

6.1 Sistema de operação do protótipo

O sistema de acionamento do protótipo inibidor de LPP é baseado em uma parametrização inicial automática do controlador e, após o acionamento de uma chave manual, o sistema de controle entra em um *loop* que irá controlar três variáveis responsáveis pela incidência das LPP.

Ao ligar a fonte de alimentação do protótipo, existe uma demanda de aproximadamente 35 segundos para ajustes iniciais que se constituem principalmente da preparação do controlador e esvaziamento e enchimento das células pneumáticas. Na sequência, este fica em modo de espera aguardando o comando inicial do cuidador (Fig. 6.1).

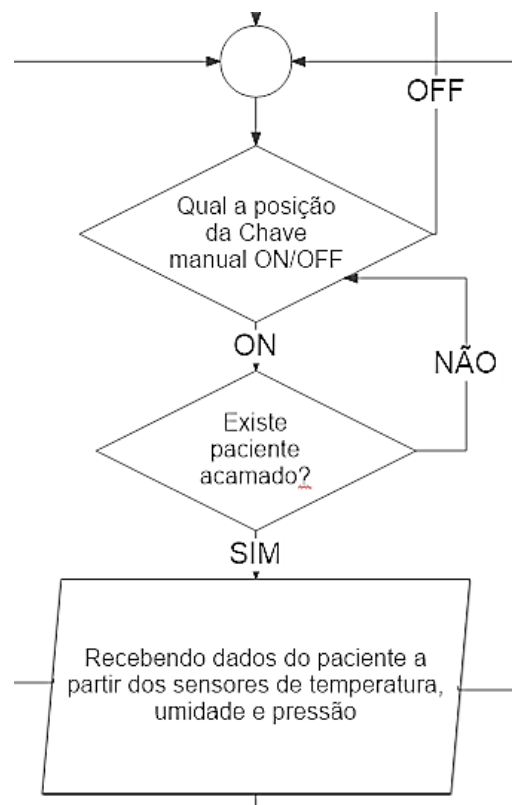
Figura 6.1 – Fluxograma de utilização parte I.



Fonte: O próprio autor, 2017.

Depois os ajustes iniciais, o cuidador necessita mudar a chave manual para a posição *ON* de modo que o protótipo possa dar início ao sistema controlador que irá atuar sobre as variáveis de controle. A partir do momento que existir um paciente acamado, será iniciada a leitura de todas as variáveis controladas para dar início à atuação ativa (Fig. 6.2).

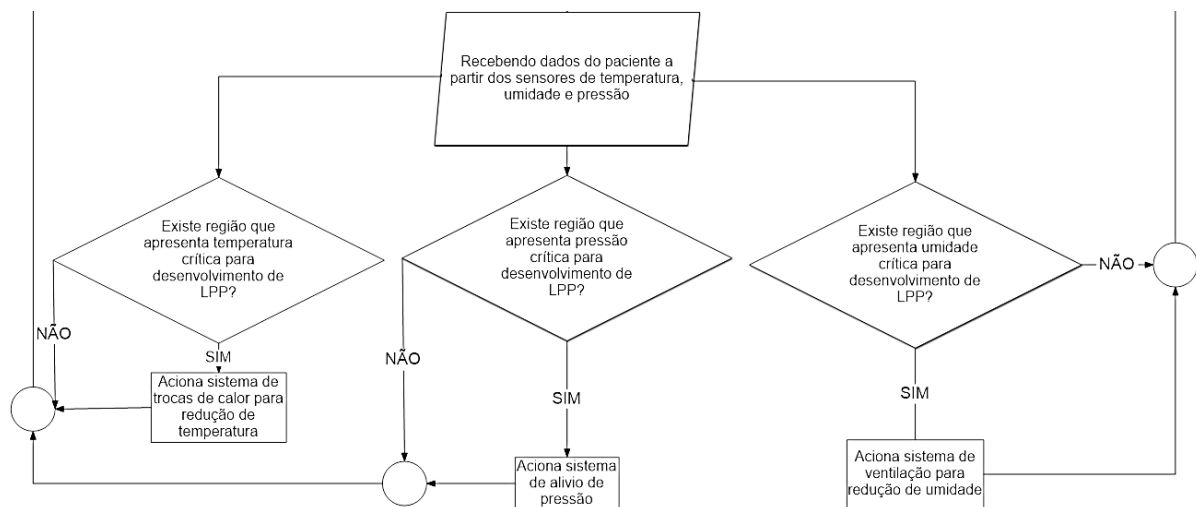
Figura 6.2 – Fluxograma de utilização parte II.



Fonte: O próprio autor, 2017.

A partir do início da leitura de dados, o controlador fará o julgamento das informações comparando os dados recebidos pelos sensores com os valores previamente configurados (limiares), realizando o controle ativo das variáveis (Fig. 6.3).

Figura 6.3 – Fluxograma de utilização parte III.



Fonte: O próprio autor, 2017.

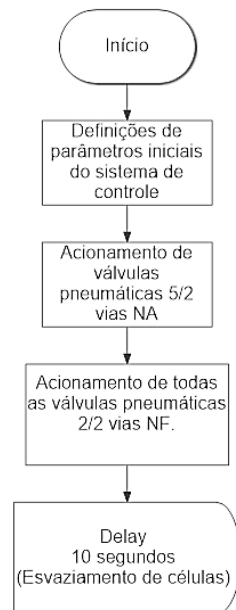
Ao final do controle de cada uma das variáveis, os quais funcionam de forma independente, o controlador verificará se a chave manual permanece na posição ligada (*ON*) para que o fluxo de informações, provenientes dos sensores, continuem chegando ao controlador e o sistema continue em funcionamento. Caso o cuidador mude a chave para a posição desligada (*OFF*), o protótipo permanecerá com as células cheias, mas não realizará nenhuma ação relacionada ao sistema inibidor de LPP. É importante ressaltar que o cuidador poderá realizar qualquer uma das ações utilizando algum aparelho Android® via bluetooth, sistema o qual será detalhado mais adiante, no subitem 6.6.

6.2 Funcionamento de sistema eletropneumático: Inicialização do protótipo

O acionamento do sistema de controle ativo inibidor de LPP inicia com um *set point* de todos os componentes ligados ao Arduino® definindo elementos de entrada e saída, digitais e analógicos, de modo que esses sigam o padrão descrito no capítulo anterior.

Após a parametrização inicial, o sistema de controle realiza ações que buscam a segurança das células pneumáticas e do usuário. Primeiramente, após a ligação das fontes de alimentação, ocorre o esvaziamento de todas as células, ação necessária para garantir que o protótipo não infle as células se as mesmas já estejam cheias da última utilização. Para realizar esse processo, inicialmente o Arduino® envia um sinal de saída para as três válvulas 5/2 vias NA e, na sequência, aciona as 4 válvulas 2/2 vias NF, canalizando o ar para o escape. É necessário um intervalo de tempo de 10 segundos para o esvaziamento completo das células pneumáticas. Essas ações estão representadas na Fig. 6.4.

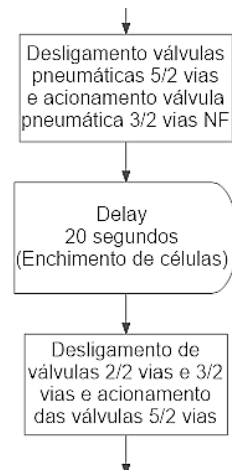
Figura 6.4 – Fluxograma de funcionamento parte I.



Fonte: O próprio autor, 2017.

Com todas as células vazias, inicia-se o processo de enchimento para deixar o protótipo pronto para o uso. Nessa etapa, ocorre o desligamento das 3 válvulas 5/2 vias NA e o acionamento da válvula 3/2 vias NF. As válvulas 5/2 vias são normalmente abertas e consequentemente liberam a passagem de fluxo de ar para as células quando não energizadas. Entretanto a válvula 3/2 vias é normalmente fechada, necessitando está energizada para que o ar possa fluir através dela do compressor até as células. O processo de enchimento das células leva 20 segundos, de acordo com a ação do regulador de fluxo de ar (Fig. 6.5).

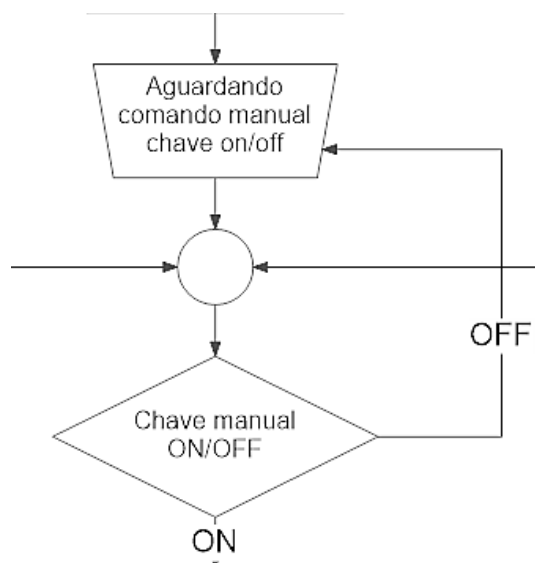
Figura 6.5 – Fluxograma de funcionamento parte II.



Fonte: O próprio autor, 2017.

Logo após o esvaziamento das células, as válvulas 2/2 vias NF são desenergizadas para bloquear o enchimento e esvaziamento das células. As válvulas 5/2 vias e 3/2 vias retornam para a posição de liberação de ar para o escape, pois o próximo passo será esvaziamento de alguma célula devido ao excesso de pressão. Embora o protótipo realize todas essas operações após a ligação da fonte de alimentação, é necessário um comando manual para que o dispositivo inicie o processo de recebimento de dados dos sensores e inicie o processo de atuação ativa sobre as variáveis controladas (Fig. 6.6).

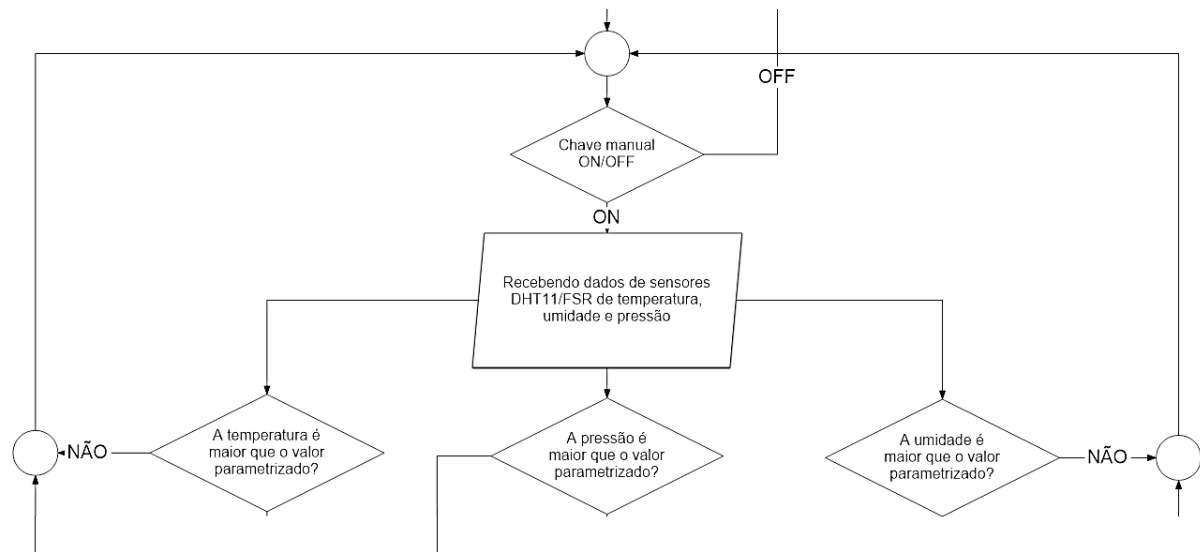
Figura 6.6 – Fluxograma de funcionamento parte III.



Fonte: O próprio autor, 2017.

A partir do momento que a chave manual é acionada, inicia-se o recebimento de dados em tempo real dos sensores aplicados sobre as células do protótipo. Esse processo tem seu funcionamento baseado em dois *loops* de dados. O primeiro se caracteriza pela variável controlada não está com valor maior que o *set point*, retornando para a decisão do fluxograma de acionamento da chave manual *on/off* (Fig. 6.7). Esse processo será executado até que a chave manual seja desligada, fazendo com que o protótipo retorne para o estado “em espera”, ou até que alguma das variáveis controladas sejam maiores que os valores parametrizados, dando início ao segundo *loop*.

Figura 6.7 – Fluxograma de funcionamento parte IV: Loop 01.



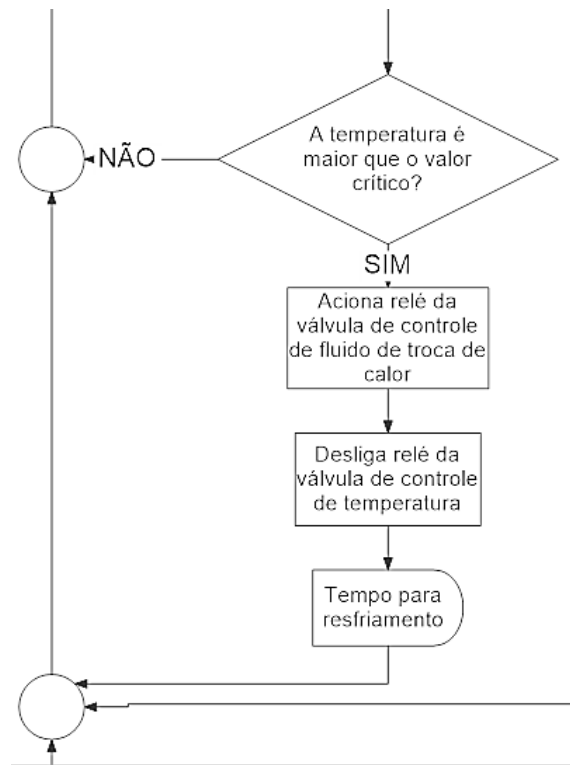
Fonte: O próprio autor, 2017.

Assim que alguma das variáveis controladas atinge um valor crítico para desenvolvimento de LPP, o processo se fecha no segundo *loop*, sendo que este pode ocorrer em qualquer uma das malhas de controle, em duas ou em todas ao mesmo tempo, sendo que cada uma delas é independente das outras duas. Na sequência serão descritas cada uma das malhas separadamente, demonstrando a atuação das válvulas e de relés de acionamento dos atuadores.

6.3 Funcionamento de sistema eletropneumático: Malha de controle de temperatura

O sistema de controle de temperatura é relativamente simples. O sensor de temperatura envia em tempo real os dados para o Arduino[®] que, por sua vez, compara esses dados com o valor limiar no código em execução. Quando houver uma temperatura crítica para incidência e prevalência das LPP, ocorrerá o acionamento do relé que comanda a válvula hidráulica que permitirá que o fluido de arrefecimento circule pela serpentina que passa pelo protótipo forçando a redução dessa temperatura. A circulação do líquido pela serpentina ocorrerá em um intervalo de tempo predeterminado e incluído no código. Se a temperatura não reduzir, o *loop* de controle de temperatura será refeito até que a meta seja alcançada. Na Fig. 6.8 mostra o fluxograma do *loop* de controle de temperatura.

Figura 6.8 – Fluxograma de funcionamento parte V: Loop 02 – controle de temperatura.

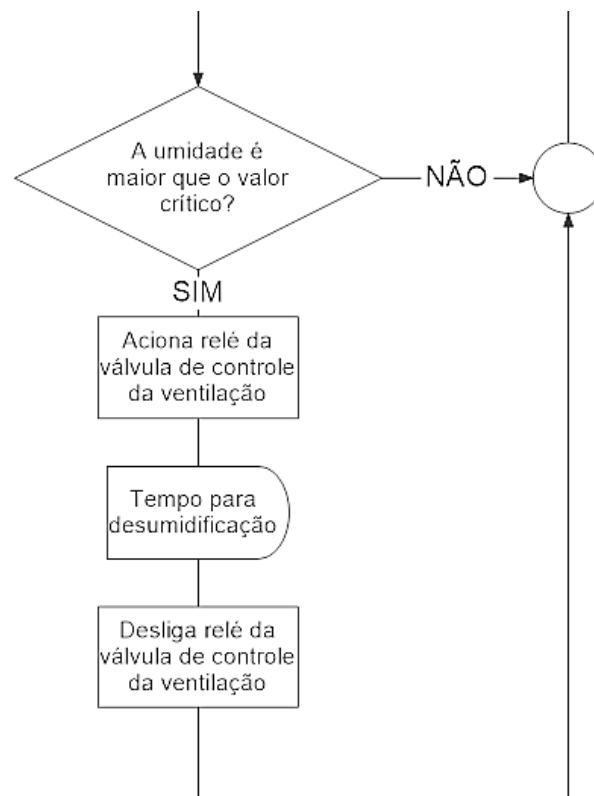


Fonte: O próprio autor, 2017.

6.4 Funcionamento de sistema eletropneumático: Malha de controle de umidade

O sistema de controle de umidade é semelhante ao controle de temperatura. Com os dados recebidos pelo Arduino® enviados pelo sensor de umidade, o Arduino® faz a comparação com o valor de umidade parametrizado no código que está em execução. Assim que a umidade atingir um valor maior que o *set point*, o Arduino®, através da saída digital 10, envia um comando para o relé que aciona uma quinta válvula 2/2 vias NF a qual libera um fluxo de ar constante e regulado ventilando o corpo do paciente reduzindo a umidade do local. O sistema de ventilação permanecerá ativo por um intervalo de tempo predeterminado e depois desligará automaticamente. Se a umidade não reduzir a um valor seguro nesse primeiro ciclo, o sistema será religado na próxima leitura do sensor de umidade, refazendo o ciclo até que a umidade esteja abaixo do *set point*. Na Fig. 6.9 mostra o fluxograma do *loop* de controle de umidade.

Figura 6.9 – Fluxograma de funcionamento parte VI: Loop 02 – controle de umidade.

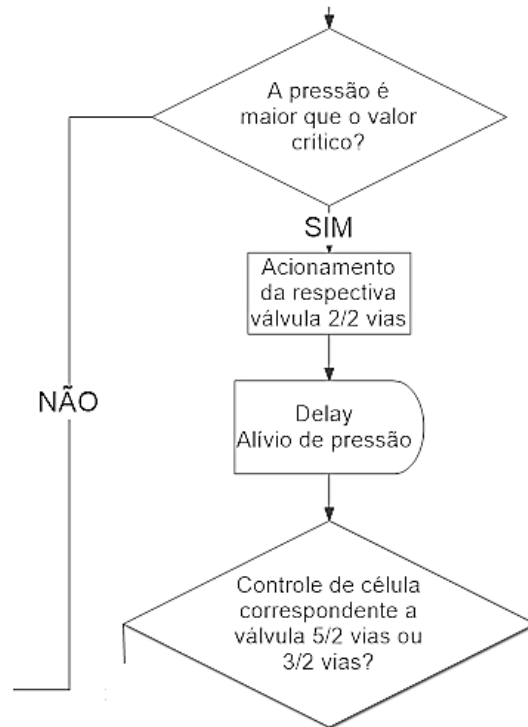


Fonte: O próprio autor, 2017.

6.5 Funcionamento de sistema eletropneumático: Malha de controle de pressão

O sistema de controle de pressão em malha fechada ocorre quando uma pressão maior que a pressão crítica é detectada pelos sensores. As válvulas 5/2 vias e 3/2 vias já foram reposicionadas na etapa de inicialização do protótipo de modo que o ar está canalizado para o escape. Assim que o Arduino® detecta um excesso de pressão sobre os sensores, a respectiva válvula 2/2 vias NF é acionada, tornando se aberta e fazendo com que o ar das células seja eliminado. Após o decorrer de um intervalo de tempo predeterminado para esvaziamento da célula do protótipo em conjunto, com um atraso no enchimento, as células voltam a encher com uma distinção entre o reposicionamento de válvulas das células que são controladas a partir da válvula 3/2 vias NF e as válvulas 5/2 vias NA (Fig. 6.10).

Figura 6.10 – Fluxograma de funcionamento parte VII: Loop 02 – controle de pressão.

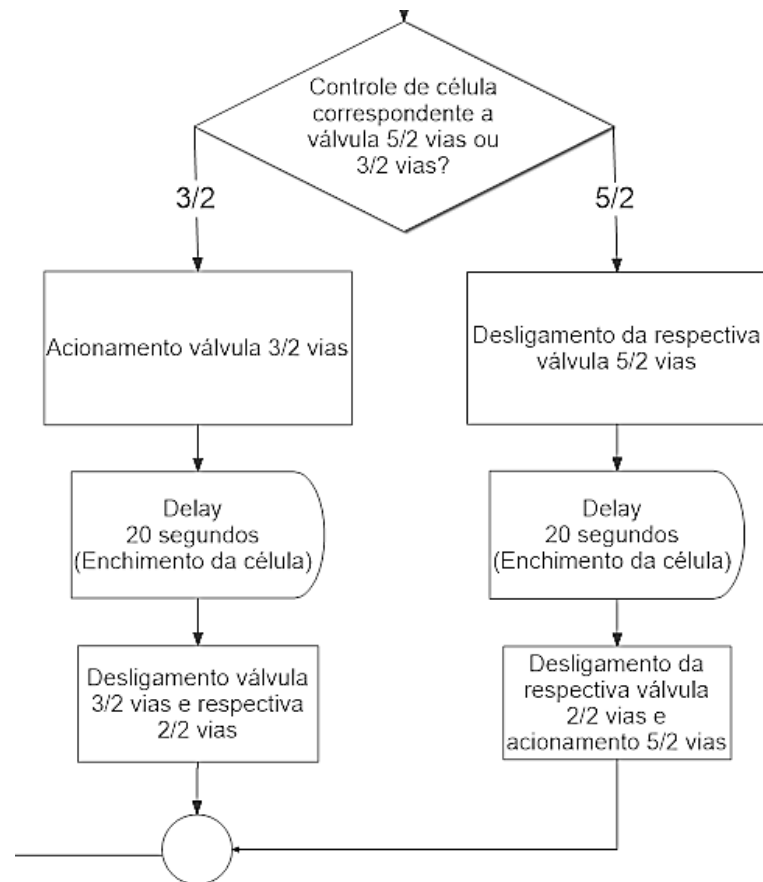


Fonte: O próprio autor, 2017.

A válvula 3/2 vias NF, após o tempo de alívio de pressão no corpo do paciente, é acionada de modo que esta muda de estado direcionando a célula de ar para a entrada de pressão da linha de trabalho realizando o enchimento. Em seguida, posterior ao tempo para encher a célula, ocorre o desligamento da válvula célula 3/2 vias e da respectiva válvula 2/2 vias. Nesse instante, o sistema já está pronto para que ocorra uma eventual atuação no sistema de pressão desta célula no próximo *loop* (Fig. 6.11).

Com relação às válvulas 5/2 vias NA, posterior ao tempo de pré-estipulado para fins etiológicos (causa da enfermidade), as válvulas são desligadas para que o canal de enchimento das células sejam redirecionadas para a linha de trabalho. Como as válvulas 2/2 vias já estão acionadas desde o instante de esvaziamento, nesse momento é apenas necessário o decorrer do tempo de enchimento e logo após o fechamento da válvula 2/2 vias. Na sequência, as válvulas 5/2 vias também voltam a ser energizadas de modo que as células voltem a ser redirecionadas para o escape (Fig. 6.8).

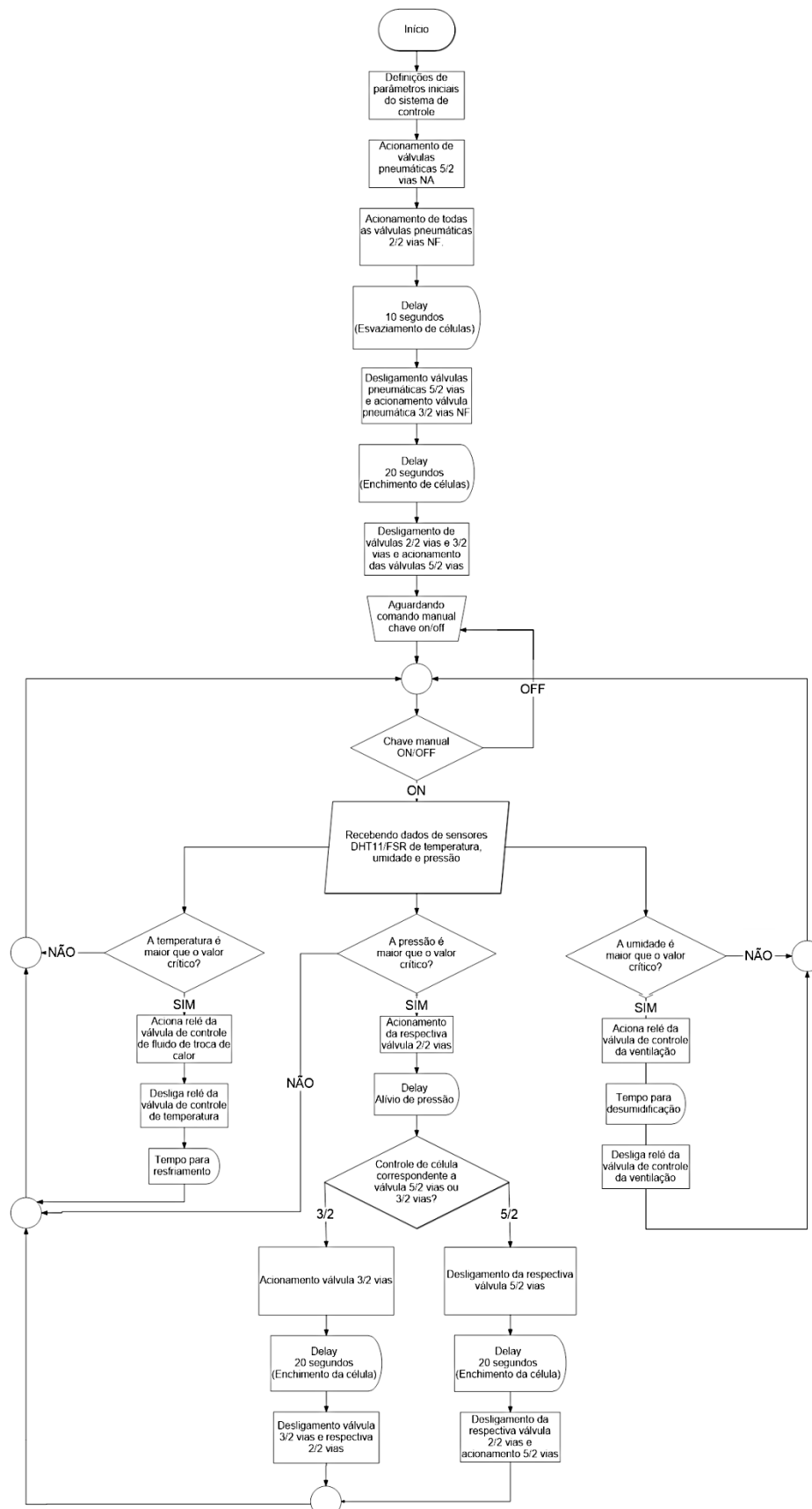
Figura 6.11 – Fluxograma de funcionamento parte VIII: Loop 02 – controle de pressão.



Fonte: O próprio autor, 2017.

Depois da finalização das malhas de pressão, temperatura e umidade, o código volta a ser executado no ponto da chave manual completando o segundo *loop*, onde é verificado se o usuário tem o desejo que o sistema de controle continue acionado ou não. Na Fig. 6.12 tem-se o fluxograma completo.

Figura 6.12 – Fluxograma Completo de funcionamento.



Fonte: O próprio autor, 2017.

6.6 Sistema de controle com dispositivo Android® via bluetooth

O protótipo, além de realizar suas funções de forma automática, tem a opção de ser controlado via qualquer dispositivo Android® que tenha a tecnologia bluetooth. Após as configurações iniciais e o acionamento da chave de comando manual, o dispositivo está pronto para ser pareado com um celular ou tablet. Para conseguir obter o controle do protótipo, é necessário fazer o download do aplicativo *S2 Terminal for Bluetooth Free* (Fig. 6.13).

Figura 6.13 – Aplicativo Android® para controle do protótipo: *S2 Terminal for Bluetooth Free*.



Fonte: Google Play, 2017.

Assim que o download for concluído, realiza-se o pareamento com o módulo HC-06. Durante o pareamento, o dispositivo requisitará um número do PIN do módulo, que no caso do caso desse HC-06 é 1234. Assim que o pareamento for concluído, imediatamente os dados de temperatura, pressão e umidade vão começar a surgir no display do dispositivo em tempo real (Fig. 6.14).

Para atuar qualquer relé responsável pelas válvulas do protótipo, são utilizados códigos que estão configurados no sistema. É importante ressaltar que esses códigos podem ser alterados de acordo com a maior comodidade do operador e todas as válvulas possuem identificação. Os códigos pré-programados são:

➤ Válvulas ON/OFF

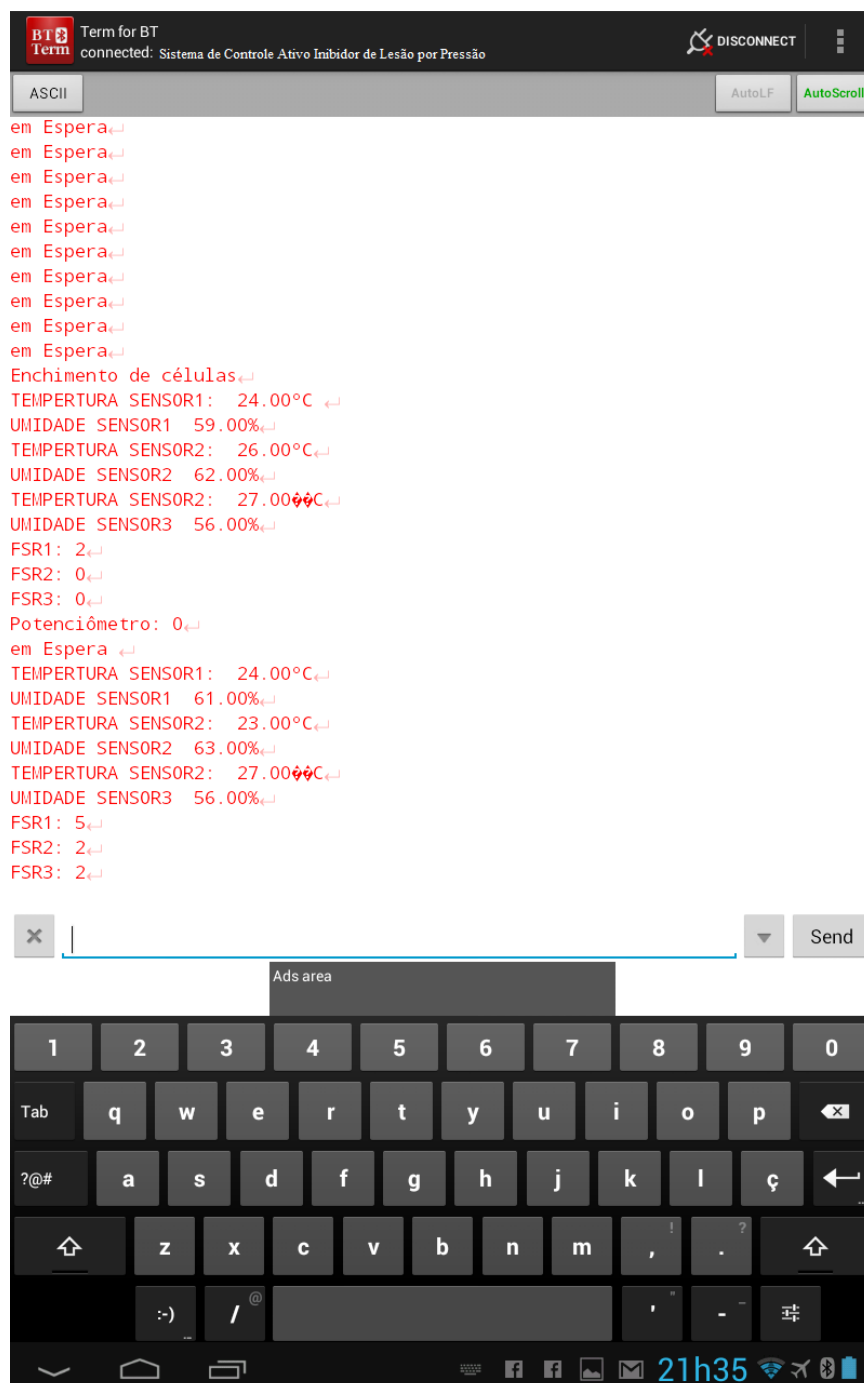
- “1” – aciona válvula solenoide 2/2 vias NF nº 1 | “a” desliga válvula.
- “2” – aciona válvula solenoide 2/2 vias NF nº 2 | “b” desliga válvula.
- “3” – aciona válvula solenoide 2/2 vias NF nº 3 | “c” desliga válvula.
- “4” – aciona válvula solenoide 2/2 vias NF nº 4 | “d” desliga válvula.
- “5” – aciona válvula solenoide 2/2 vias NF nº 5 / “e” desliga válvula (Ventilação).

- “6” – aciona válvula solenoide hidráulica NF nº 6 / “f” desliga válvula (Bomba).

➤ **Válvulas Direcionais**

- “7” – aciona válvula solenoide 5/2 vias NA nº 1 / “g” desliga válvula.
- “8” – aciona válvula solenoide 5/2 vias NA nº 2 / “h” desliga válvula.
- “9” – aciona válvula solenoide 5/2 vias NA nº 3 / “i” desliga válvula.
- “0” – aciona válvula solenoide 3/2 vias NF nº 4 / “j” desliga válvula.

Figura 6.14 – Display dispositivo Android®: S2 Terminal for Bluetooth Free.



Fonte: Google Play, 2017.

A utilização dos códigos é bem intuitiva. Eles podem ser utilizados individualmente ou em conjunto, basta colocar um espaço entre cada caractere. Por motivos de segurança, a partir do momento que uma válvula é acionada via bluetooth, depois do decorrer de um tempo predeterminado, o comando será restaurado automaticamente. Por exemplo, se o comando “1” for utilizado via bluetooth, a célula número 1 será esvaziada. Após o decorrer de um determinado tempo, essa célula volta a se encher automaticamente, visando evitar algum tipo de esquecimento do cuidador e essa atitude vir a prejudicar o paciente.

Capítulo 7

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Entender os problemas relativos à saúde da população é de grande importância para a busca de soluções e contribuições para o bem estar de todos os que necessitam de cuidados especiais no tratamento um vasto número de enfermidades. Mesclar áreas do conhecimento é o caminho mais inteligente, fácil e que sempre trouxe e trará grandes conquistas para a humanidade.

A partir de revisão bibliográfica em obras que versam sobre pesquisas relacionadas às LPP e da busca de mercado por dispositivos existentes para o tratamento, pode-se perceber a necessidade de inovação com aplicação de novas tecnologias visando a idealização de um dispositivo eficiente que trate essa enfermidade auxiliando todas as pessoas envolvidas de maneira eficaz.

Tópicos como eletropneumática, eletrônica e segmentos relacionados a sistemas de controle em malha fechada foram abordados e serviram como embasamento para o desenvolvimento e proposta de construção de um dispositivo de prevenção e combate às LPP.

Diante das inúmeras possibilidades de aplicações industriais de sensores, válvulas, atuadores e componentes eletrônicos, foi realizada a construção de um protótipo funcional aplicando conhecimentos relacionados à automação e controle, além da definição da empregabilidade para determinação da funcionalidade do modelo proposto.

Após a construção do protótipo, percebeu-se a necessidade de continuação da pesquisa com relação ao desenvolvimento de um dispositivo mais robusto levando em consideração outros aspectos, como materiais a ser utilizados e uso de componentes dimensionalmente adequados, fatores que contribuirão com a redução dos custos e incremento significativo na confiabilidade do equipamento. Para os trabalhos futuros, A busca por sensores mais eficientes se faz necessária, visto que eles são peça fundamental do dispositivo e esses elementos não podem ser passíveis de falhas. O desenvolvimento de um sistema de controle robusto é o ponto crucial para um perfeito funcionamento do protótipo, sendo imprescindível a aplicação de malhas de controle PID. Com auxílio de funções proporcionais, integrais e derivativas aplicadas ao erro, desvio entre valor medido e o valor de *set point*, o sistema

efetuará ajustes mais precisos nos desvios das variáveis e com maior exatidão no comando do protótipo descrito neste trabalho.

REFERÊNCIAS

ADAFRUIT. Force Sensitive Resistor. 2013. Disponível em: <<https://cdn-learn.adafruit.com/downloads>> Acesso em: 20 de Ago. 2016.

ALBUQUERQUE, RO. Análise de circuitos elétricos em corrente alternada. São Paulo: Érica, 1989. 143 p.

ALEXANDER, CK; SADIKU, MNO. Fundamentos de circuitos elétricos. 5ª ed. Porto Alegre: AMGH, 2013. 874 p.

ALLMAN RM, GOODE PS, PATRICK MM, BURST N, BARTOLUCCI A.A.. Pressure ulcer risk factors among hospitalized patients with activity limitation. *Journal of the American Medical Association*, v. 273, n. 11, p. 865-70, Mar 1995.

ALLMAN RM. Pressure Ulcers Among Bedridden Hospitalized Elderly. Unpublished data, 1991.

ANDRADE, D; ANGERAMI, ELS; PADOVANI, CR. Condição microbiológica dos leitos hospitalares antes e depois de sua limpeza. *Revista de saúde pública*, v. 34, n. 2, p. 163-169, 2000.

BERGSTROM N, DEMUTH PJ, BRADEN B. J. A Clinical Trial of The Braden Scale For Predicting Pressure Sore Risk. *Nurs Clin North Am.* v. 22, n. 2, p. 417-428, 1987.

BERGSTROM, N. et al. Pressure ulcer treatment Clinical Practice Guideline. Quick Reference Guide for Clinicians. US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Agency for Health Care Policy and Research. 1994.

BERGSTROM, N. et al. Pressure ulcers in adults: prediction and prevention clinical practice guideline. Quick reference for clinicians. Rockville, Department of Health Device, Agency for Health Care Policy and Research, 1992.

BERGSTROM, N. et al. The Braden Scale for predicting pressure sore risk. *Nursing Research*, v. 36, n. 4, p. 205-210, 1978.

BERLOWITZ D. Epidemiology, pathogenesis and risk of pressure ulcers. Up To Date; 2016. Disponível em: <http://www.uptodate.com/contents/epidemiology-pathogenesis-and-risk-assessment-of-pressure-ulcers>.

BILDR. Force Sensitive Resistor, 2012. Disponível em: < <http://bildr.org/2012/11/force-sensitive-resistor-arduino> >. Acesso em: 23 de Ago. 2016.

BORGES, E.L; Fernandes FP. Úlcera por pressão. In: Domansky RC. Borges EL. Manual para Prevenção de Lesões de Pele. Rio de Janeiro: Ed. Rubio; 2012. p. 79-88.

BORGHARDT AT, Prado TN, Bicudo SDS, Castro DS, Bringuento MEO. Pressure ulcers in critically ill patients: incidence and associated factors. Rev Bras Enferm [internet]. 2016; 69(3): 431-8.

BOYLESTAD, R; NASHELSKI, L. Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos, 8ª ed. São Paulo: Prentice Hall, 2004. 656 p.

BRADEN, B.; BERGSTROM, N. A conceptual schema for the study of the etiology of pressure sore. *Nursing Research*, v. 12, n. 1, p. 8-12, 1987.

BRAY, J; STURMAN, CF. Bluetooth 1.1: Connect Without Cables, 2ª ed. New Jersey: Pearson Education India, 2002.

CALIRI, MHL. Guia de prevenção de úlcera por pressão ou escara. 2010. Disponível em: <http://www2.eerp.usp.br/site/grupos/feridas cronicas/images/images/manual_guia_prevencao_pressao_ou_escara.pdf > Acesso em: 8 de Fev. 2017.

CALIRI, MHL. MANDELBAUM, MHS. SANTOS, VLCG. Classificação das lesões por pressão – Consenso NPUAP 2016 – Adaptada culturalmente para o Brasil. 2016. Disponível em: < <http://www.sobest.org.br/textod/35> > Acesso em: 10 de Fev. 2017.

CAMARGO, G.O. Comandos hidráulicos e pneumáticos. Florianópolis: Senai-SC, 2010. 113 p.

CLARKE M, KADHOM HM. The Nursing Prevention Of Pressure Sores In Hospital Andcommunity Patients. *J Adv Nurs*, v, 13, n. 3, p. 365-73, 1988.

DELISA, JOEL A.; GANS, BRUCE M. Tratado de Medicina de Reabilitação: princípios e práticas. 3ª ed. Barueri, Manole, 2002.

DORNER, B; Posthauer ME, Thomas D. The Role of Nutrition in Pressure Ulcer Prevention and Treatment: National Pressure Ulcer Advisory Panel White Paper. Washington, 2009.

D-ROBOTICS. DHT11 Humidity & Temperature Sensor. 2010. Disponível em: <<http://www.micropik.com>>. Acesso em: 23 de Ago. 2016.

Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto. Feridas crônicas 2010. Disponível em: <<http://www2.eerp.usp.br/site/grupos/feridascrônicas/>> Acesso em: 8 de Fev. 2017.

FERREIRA, Adriano Menis et al. Colchões do tipo caixa de ovo: um reservatório de *Staphylococcus aureus* resistente à meticilina. 2011; 45(1): 161-6.

FERRIS MFG Corp. Pressure Ulcers Memory Aid. Disponível em: <www.polymem.com/mkl/MKL374.pdf> Acesso em: 20 de Ago. 2016.

FESTO DIDACTIC. Introdução a sistemas eletropneumáticos e eletro-hidráulicos. São Paulo: Festo Didactic, 2001. 162 p.

Fritzing. Eletronics made easy. 2016. Disponível em: < <http://fritzing.org/home/> >. Acesso em: 25 de Ago. 2016.

GERSON LW. The Incidence Of Pressure Sores In Active Treatment Hospitals. *Int JNurs Stud*, v. 12, n. 4, p. 201-204, 1975.

GIMENEZ, S. P. Microcontroladores 8051. São Paulo: Pearson Prentice Hall. 1º ed. 2002. 253 p.

GOMENEZ, S. P. Microcontroladores 8051. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2002.

GOODE PS, ALLMAN RM. The Prevention and Management of Pressure Ulcer. *Med Clin North Am*, v. 73, n. 6, p. 1511-1524, 1989.

GOOGLE PLAY. S2 Terminal for Bluetooth Free. 2013. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=jp.side2.apps.btterm&hl=pt_BR> Acesso em: 26 de Jan. 2016.

GUSSOW, M. Eletricidade Básica. Tradução Aracy Mendes da Costa. 2ª ed: McGraw Hill, 1985.

INTERLINK ELECTRONICS. Datasheet FSR, 2016. Disponível em: <<https://www.interlinkelectronics.com/datasheets>>. Acesso em: 20 de Ago. 2016.

LEWIS T, GRANT R. Observations upon reactive hyperaemia in man. *Heart* 1925; v. 4, n. 1, p. 37–39.

LIDOWSKI, H. Namp a system for preventing and managing pressure ulcers. *Advances in Skin & Wound Care*, v. 1, n. 2, p. 28-39, 1988.

LOFGREN RP, MACPHERSON DS, GRANIERI R, MYLLENBECK S, SPRAFKA JM. Mechanical Restraints on The Medical Wards: are protective devices safe. *Am J Public Health*, v. 79, n. 6 p. 735-738, 1989.

LONGE RL. Current Concepts In Clinical Therapeutic: Pressure Sores. *Clin Pharm*, v. 5, n. 8, p. 669-681, 1986.

MALAGUTTI, W; KAKIHARA, C. T. Curativos, Estomia e Dermatologia: Uma Abordagem Multiprofissional. São Paulo: Martinari, 2011. 640 p.

MALVINO, Albert Paul. Eletrônica: Vol. 1. Makron, São Paulo, 1997.

MCROBERTS, M. Arduino Básico. 1ª ed, São Paulo: Novatec Editora Ltda, 2011.

MEDEIROS, ABF; LOPES, CHAF; JORGE, MSB. Analysis of prevention and treatment of the pressure ulcers proposed by nurses. *Revista da Escola de Enfermagem da USP*, v. 43, n. 1, p. 223-228, 2009.

MEDLEVENSOHN. Colchão pneumático de pressão alternada. 2017. Disponível em: <<http://www.medlevensohn.com.br/pt-br/produtos/medlevensohnr/colchao-pneumatico-pressao-alternada>> Acesso em: 9 de Fev. 2017.

MEEHAN M. Multisite Pressure Ulcer Prevalence Survey. *Decubitus*, v. 3, n. 4, p. 14-7, 1900.

MORAES, J. T. et al. Conceito e classificação de lesão por pressão: atualização do National Pressure Ulcer Advisory Panel. *Revista de Enfermagem do Centro Oeste Mineiro*, São João del Rei, 6(2): 2292 – 2306, 2016.

NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL - NPUAP. Pressure ulcer stages revised by NPUAP. 2016.. Disponível em: <<http://www.npuap.org>>. Acesso em: 18 de Jan. 2017

NIGHTINGALE, F. Notas sobre a enfermagem. O que é e o que não é. Tradução de Amália Correia de Carvalho. São Paulo, Cortez; ABEn: CEPEn, 1989. 174 p.

OKAMOTO GA, LAMERS JV, SHURTLEFF DB. Skin breakdown in patients with myelomeningocele. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 64, n. 1, p. 20-23, 1983. In: Bergstrom et al 1992.

PARALYZED VETERANS OF AMERICA. Pressure ulcer prevention and treatment following spinal cord injury: A clinical practice guideline for health-care professional. USA: PVA. Spinal Cord Medicine, 2014. 104 p.

PARKER Hannifin Corporation, Tecnologia eletropneumática industrial. 2005. Disponível em: <https://www.parker.com/literature/Brazil/m_1002_2.pdf>. Acesso em: 15 de Jan. 2017.

PARKER Hannifin Corporation, Tecnologia Pneumática Industrial. 2000. Disponível em: <<http://www.eterfs.com.br/material/mecanica>>. Acesso em: 30 de Ago. 2016.

PAVANI, S. A. Comandos pneumáticos e hidráulicos. 3. ed. – Santa Maria : Universidade Federal de Santa Maria : Colégio Técnico Industrial de Santa Maria, 2010. 182 p.

PEREIRA, L. C. et al. Incidence of Pressure Ulcers in an Intensive Care Unit of a Public Hospital. *Revista de Enfermagem da UFPI*. Teresina, v. 2, n.4, p. 16-20, 2013.

PIEPER, B. Mechanical Forces: Pressure, shear and friction. In: Bryant, R.A. Acute and chronic wounds. Nursing management. 2000. St.Louis. Mosby.

PRIMARIS. Healthcare Business Solutions. A Nursing Home's Guide to Prevention and Treatment. 2008. Disponível em: < <http://www.polymem.com/mkl/MKL374.pdf> > Acesso em: 25 de Jul de 2016.

RICHARDSON. R. R., MEYER P. R. JR. Prevalence And Incidence of Pressure Sores In Acutespinal Cord Injuries. *Paraplegia*, v. 19, n. 4, p. 235-47, 1981.

ROMANELLI, M. Science and Practice of Pressure Ulcer Management. Londres: Springer-Verlag, 2006.

SANTAMARIA, N. et al. Pressure Ulcer Prevalence and its Relationship to Comorbidity in Nursing Home Residents: Results from Phase 1 of the PRIME Trial. *Primary Intention: The Australian Journal of Wound Management*. Sidney. v. 13, n. 3, p. 107-116, 2005.

SANTOS, MP; NEVES, RC; SANTOS, CO. Escalas utilizadas para prevenir úlceras por pressão em pacientes críticos. *Revista Enfermanagem Contemporânea*. 2013 Ago; 2(1): 19-31.

SCHUE RM, LANGEMO DK. Prevalence, incidence and prediction or pressure ulcer on a rehabilitation unit including commentary by Whitney JD. *JWOCN*, v. 26, n. 3, p. 121-129, 1999.

SHEA JD. Pressure Sores: Classification And Management. *Clin Orthop*. v.1, n.112, p. 89-100, 1975.

SILVA, MLN. et al. Úlcera por Pressão em Unidade de Terapia Intensiva: Análise da Incidência e Lesões Instaladas. *Revista de Enfermagem do Nordeste*. João Pessoa. 2013; 14(5):938-44.

SIMÃO CMF, Caliri MHL, Santos CB. Concordância entre enfermeiros quanto ao risco dos pacientes para úlcera por pressão. *Acta. paul. enferm.* 2013. 26(1):30-35.

SMELTZER, SUZANNE C; BARE, BRENDA G. Tratado de Enfermagem Médico-Cirúrgico. 10ª ed. v.1. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

SOUZA, MITP. Úlcera de decúbito: história natural e informações de paraplégicos. Ribeirão Preto, 1988. 108p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1988.

THOMAZINI, D. ALBUQUERQUE, P. U. B. Sensores Industriais – Fundamentos e Aplicações. 5ª ed. São Paulo: Érica, 2005.

VERSLUYSEN M. How Elderly Patients With Femoral Fracture Develop Pressure Sores in Hospital. *Br Med J (Clin Res Ed)*, v. 292, n. 6531, p. 1311-1313, 1986.

WARREN, JD; ADAMS, J; MOLLE, H. *Arduino Robotics*. Collection: Technology in Action. New York: Apress, 2011. 601 p.

WEG Automação S.A, *Automação: Sensores e Fontes*. Jaraguá do Sul, 2014. Disponível em: < <http://ecatalog.weg.net/files/wegnet/WEG-sensores-e-fontes-50029077-catalogo-portugues-br.pdf> > Acesso em: 20 de Out. 2016.

YARKONY GM. Pressure Ulcers: a review. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 75, n. 8, p. 908-914, 1994.