

João Carlos Pereira Rodrigues Paula

Ventilador para Respiração Invasiva



João Carlos Pereira Rodrigues Paula

Ventilador para Respiração Invasiva

Dissertação de Mestrado

em Engenharia Eletrotécnica - Automação e Energia

Professor Doutor Miguel Francisco Martins de Lima



“Paciência e perseverança tem o efeito mágico de fazer as dificuldades desaparecerem e os obstáculos sumirem.”

John Quincy Adams

RESUMO

Os ventiladores mecânicos desempenham um papel fundamental para a manutenção da respiração de pacientes que apresentam alguma deficiência respiratória, seja esta transitória ou permanente. O aparecimento da pandemia Covid-19, provou a enorme importância e agilidade destes equipamentos, uma vez que estes são capazes de salvar vidas ao garantirem a ação primordial, que é a respiração para o ser humano.

A escassez de ventiladores, durante a pandemia, conduziu ao aparecimento deste projeto, que vai permitir a exploração das funcionalidades do PLC S7-1200, aplicando-as a um ventilador invasivo acionado eletricamente. Demonstra-se assim que a automação pode desempenhar um papel importante mesmo em áreas para além da indústria.

Foi desenvolvido o controlo do ventilador invasivo, com controlo por tempo, e uma válvula PEEP elétrica, com controlo em malha fechada, recorrendo-se a um controlador PID.

O ventilador elétrico e a válvula PEEP poderão ser comandados localmente, através da HMI KTP700 da Siemens, ou à distância através de uma página *web*. Sendo que só se poderá enviar comandos, através da página *web*, quando o ventilador não estiver a ser comandado localmente, garantindo assim segurança na ventilação mecânica.

A monitorização dos ventiladores é bastante importante, uma vez que, permite aos profissionais de saúde uma análise da ventilação minuciosa, minimizando assim riscos de lesões pulmonares induzidos pelo uso inadequado dos ventiladores. Dado à enorme importância da monitorização foram desenvolvidas várias interfaces para este efeito permitindo aos profissionais de saúde monitorizarem o ventilador localmente e à distância. Portanto o profissional de saúde poderá monitorizar o ventilador localmente através da HMI KTP700 ou à distância através da página *web*. Utilizou-se o OPC UA para se poder aceder graficamente aos dados no Matlab/Simulink.

Elaborou-se um registo de dados com a data/hora, fluxo e pressão, onde de seguida este registo será enviado em anexo por e-mail. Também serão enviados alarmes/erros por e-mail.

Por último, foi criada uma base de dados que permite uma análise futura às grandezas pressão e fluxo, que poderão ser filtradas por paciente.

ABSTRACT

Mechanical ventilators play a fundamental role in maintaining the breathing of patients with some respiratory deficiency, whether transient or permanent. The appearance of the Covid-19 pandemic proved the enormous importance and agility of these equipments, since these are capable of saving lives by ensuring the primordial action, which is breathing for the human being.

The shortage of ventilators during the pandemic led to the emergence of this project, which aims to explore the functionalities of the PLC S7-1200, applying them to an electrically powered invasive ventilator. Thus demonstrating that automation can play an important role even in areas beyond the industry.

Was developed the invasive ventilator control, with by time-control, and the electric PEEP valve, with closed-loop control, using a PID controller.

The electric ventilator and PEEP valve can be controlled locally via Siemens HMI KTP700 or remotely via a web page. You can only send commands, through the web page, when the ventilator is not being commanded locally, thus ensuring safety in mechanical ventilation.

The monitoring of ventilators is quite important, since it allows health professionals a thorough ventilation analysis, thus minimizing risks of pulmonary lesions induced by inadequate use of ventilators. Given the enormous importance of monitoring, several interfaces have been developed for this purpose allowing health professionals to monitor the ventilator locally and remotely. Therefore, the healthcare professional will be able to monitor the ventilator locally via HMI KTP700 or remotely via the website. OPC UA was used to be graphically able to access the data in Matlab/Simulink.

A data log has been prepared with the date/time, flow and pressure, where then this record will be sent in an e-mail. Alarms/errors will also be sent by email.

Finally, a database was created that allows a future analysis of the pressure and flow quantities, which can be filtered per patient.

PALAVRAS CHAVE

PLC S7-1200
Ventilador
Ventilação mecânica
PEEP
OPC UA
Base de dados
Base de dados SQL

KEY WORDS

PLC S7-1200
Ventilator
Mechanical ventilation
PEEP
OPC UA
Database
SQL Database

AGRADECIMENTOS

A realização e conclusão desta dissertação de mestrado não teria sido possível sem os apoios e incentivos que me foram prestados durante este percurso. Manifesto, assim, o meu agradecimento às seguintes pessoas:

Aos meus pais, por todos os sacrifícios realizados ao longo do meu percurso académico e por serem modelos de coragem e perseverança para mim. A eles a minha eterna gratidão.

À Mariana, por todo o amor, compreensão e carinho. Foi ela que sempre me ouviu nos momentos de desânimo e me motivou. A ela o meu sincero obrigado por estar sempre do meu lado.

Ao meu orientador, Professor Doutor Miguel Francisco Martins de Lima, pelo imprescindível apoio prestado na elaboração e revisão desta dissertação. Agradeço-lhe também pela disponibilidade demonstrada e pelas sugestões úteis transmitidas ao longo deste percurso.

Aos Mestres João Ôlas e Paulo Correia pela ajuda prestada ao longo da realização desta dissertação.

Aos meus colegas e amigos por toda a amizade e companheirismo prestado ao longo de todo este percurso.

Ao Departamento de Engenharia Eletrotécnica da Escola Superior de Tecnologia e Gestão de Viseu.

Para todos aqueles que não se encontram aqui mencionados, mas que contribuíram de certa forma na realização deste projeto, a minha sincera gratidão.

ÍNDICE GERAL

ÍNDICE GERAL	xiii
ÍNDICE DE FIGURAS	xvii
ÍNDICE DE TABELAS	xxi
ABREVIATURAS E SIGLAS	xxiii
1. Introdução	1
1.1 Introdução	1
1.2 Motivação	1
1.3 Objetivo	2
1.4 Visão geral da tese	2
2. Estado da Arte	3
2.1 Introdução	3
2.2 Evolução histórica da ventilação mecânica	3
2.3 Estado atual da ventilação mecânica	7
2.4 Ventilação mecânica	10
2.4.1 Ciclo respiratório	10
2.4.2 Classificação da ventilação mecânica.....	12
2.4.3 Modalidades da ventilação mecânica	13
2.4.4 Classificação dos ventiladores mecânicos.....	18
3. Ventilador Desenvolvido.....	23
3.1 Introdução	23
3.2 Classificação do ventilador desenvolvido.....	23
3.3 Equipamentos utilizados	24
3.3.1 PLC S7-1200 e módulo de expansão de entradas analógicas.....	27
3.3.2 HMI	27
3.3.3 <i>Switch</i> CSM 1277 e fonte de alimentação PM 1207	28
3.3.4 AMBU e pulmão artificial.....	29
3.3.5 Sensores.....	30

ÍNDICE GERAL

3.3.5.1	Sensor de pressão.....	31
3.3.5.2	Sensor de fluxo	31
3.3.5.3	Sensor fim de curso e sensor fotoelétrico	32
3.3.6	Manómetro coluna d'água	33
3.3.7	Motores de passo e respetivos <i>drivers</i>	33
3.3.7.1	Acionamento do AMBU.....	34
3.3.7.2	Acionamento da válvula PEEP	35
3.3.8	Conversor <i>Buck</i> e regulador de tensão	37
4.	Programação e Resultados	39
4.1	Introdução.....	39
4.2	Programação do <i>grafcet</i>	41
4.3	Controlo do ventilador elétrico.....	43
4.4	Sensores de fluxo e de pressão	44
4.4.1	Sensor de fluxo.....	45
4.4.2	Sensor de pressão	47
4.5	Programação do motor de passo do AMBU.....	48
4.6	HMI.....	49
4.7	Válvula PEEP	52
4.7.1	Descrição de funcionamento da válvula PEEP	53
4.7.2	Controlador PID	54
4.8	Página <i>Web</i>	56
4.9	OPC UA	62
4.9.1	Visão geral	62
4.9.2	Aplicação do OPC UA no projeto do ventilador elétrico	62
4.10	Registo de dados	66
4.10.1	Função “DataLog1200”	66
4.10.2	Implementação da função “DataLog1200” no projeto	67
4.11	Envio de e-mails	73
4.11.1	Visão geral	73
4.11.2	Implementação do envio de e-mails no projeto do ventilado elétrico	73
4.12	Base de dados SQL.....	76
4.12.1	Visão geral	76

4.12.2	Microsoft SQL Server Express.....	77
4.12.3	Microsoft SQL Server Management Studio	78
4.12.4	Função “LSql_Microsoft”	79
4.12.5	Resultados obtidos.....	83
5.	Conclusões e proposta para trabalhos futuros	85
5.1	Introdução	85
5.2	Conclusões	85
5.3	Proposta para trabalhos futuros.....	87
	Referências	89
	APÊNDICE A – ESQUEMAS ELÉTRICOS DO VENTILADOR	95
	APÊNDICE B – EVOLUÇÃO DA VÁLVULA PEEP AO LONGO DO PROJETO.....	99
	APÊNDICE C – <i>GRAF CET</i>	103
	APÊNDICE D – GERADOR DE PULSO E OBJETO DE TECNOLOGIA PARA OS MOTORES DE PASSO	111
	APÊNDICE E – ECRÃS HMI	115
	APÊNDICE F – CONFIGURAÇÃO DO PLC COMO SERVIDOR OPC UA.....	123
	APÊNDICE G – PARAMETRIZAÇÃO DA FUNÇÃO “DATALOG1200”	127
	APÊNDICE H – PROCEDIMENTOS PARA O ENVIO DE E-MAILS.....	129
	APÊNDICE I – CONFIGURAÇÕES PARA A BASE DE DADOS.....	137

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2-1: Sistema de ventilação portátil de Chaussier [5].	4
Figura 2-2: Primeiro ventilador tanque [7].	4
Figura 2-3: "Emerson Respirator: The Iron Lung" [8].	6
Figura 2-4: SYSVENT OM1 [16].	7
Figura 2-5: Ventilador Atena [19].	8
Figura 2-6: Ventilador Pneuma [22].	8
Figura 2-7: Ventiladores Air4all pneumático e mecânico [26], [27].	9
Figura 2-8: Ciclo respiratório.	11
Figura 2-9: Curvas da CVM com controlo por volume [29].	13
Figura 2-10: Curvas da VMC com controlo por pressão [29].	14
Figura 2-11: Curva de pressão na modalidade de ventilação assistida [37].	14
Figura 2-12: Curvas da ventilação A/C com controlo por volume [29].	15
Figura 2-13: Curvas da Ventilação com Suporte de Pressão [29].	16
Figura 3-1: Ligações da rede.	24
Figura 3-2: Aspeto final do ventilador desenvolvido.	25
Figura 3-3: Vista frontal do AMBU e do mecanismo para compressão e descompressão do balão insuflável.	26
Figura 3-4: Vista lateral do AMBU e do mecanismo para compressão e descompressão do balão insuflável.	26
Figura 3-5: PLC S7-1200, CPU 1214C DC/DC/DC e módulo de expansão de entradas analógicas SM1231.	27
Figura 3-6: HMI KTP700 Basic.	28
Figura 3-7: <i>Switch</i> CSM 1277 e fonte de alimentação PM 1207.	28
Figura 3-8: AMBU.	29
Figura 3-9: Pulmão artificial MAQUET test iung 190.	30
Figura 3-10: Sensor de pressão ABPMANN005PGAA3.	31
Figura 3-11: Sensor de fluxo.	32
Figura 3-12: Sensor fotoelétrico E3Z-D82-G2.	32
Figura 3-13: Manómetro de coluna U.	33
Figura 3-14: Nema 23 e mecanismo para compressão e descompressão do balão insuflável do AMBU.	34
Figura 3-15: <i>Driver</i> HY-DIV268N-5A.	34
Figura 3-16: <i>Layout</i> e modelagem da válvula PEEP no <i>software</i> Fusion 360.	36
Figura 3-17: Resultado final da válvula PEEP.	36
Figura 3-18: Conversor <i>Buck</i> e respetivo suporte.	37
Figura 4-1: Exemplo de um diagrama funcional.	41
Figura 4-2: Exemplo do <i>software</i> Twido.	42

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 4-3: Programação GRAPH no PLC S7-1500.	42
Figura 4-4: Movimento relativo do motor de passo do AMBU para a posição de descanso... 44	44
Figura 4-5: Função voltímetro.	45
Figura 4-6: Obtenção da equação que relaciona a tensão com o fluxo.	46
Figura 4-7: Implementação da equação do sensor de fluxo no TIA Portal.	46
Figura 4-8: Obtenção da equação que relaciona a tensão com a pressão.	47
Figura 4-9: Implementação da equação do sensor de pressão no TIA Portal.	48
Figura 4-10: Solicitação do utilizador e palavra-passe na HMI.	49
Figura 4-11: Aviso na HMI de parâmetro inválido.	50
Figura 4-12: Referenciação e fecho da válvula PEEP.	53
Figura 4-13: "PID_Compact"	54
Figura 4-14: Algoritmo do bloco "PID_Compact" [54].	55
Figura 4-15: Introdução dos parâmetros "PID_Compact" via HMI.	56
Figura 4-16: Menu da página <i>web</i>	57
Figura 4-17: Primeira secção da página <i>web</i> "Monitorização"	57
Figura 4-18: Segunda secção da página <i>web</i> "Monitorização"	58
Figura 4-19: Página <i>web</i> "Comando Manual".	59
Figura 4-20: "WebCom".	60
Figura 4-21: Informações para leitura da <i>string</i> final concatenada.	62
Figura 4-22: Cliente OPC UA no UaExpert.	63
Figura 4-23: Receção dos valores de fluxo e pressão no Matlab.	64
Figura 4-24: Gráfico com os valores de fluxo e pressão no Simulink.	64
Figura 4-25: Tempo de ciclo analisado no TIA Portal.	66
Figura 4-26: "DataLog1200" associado ao DB "InstDataLogSameFile".	68
Figura 4-27: "DataLog1200" associado ao DB "InstDataLogNewFile".	69
Figura 4-28: Impulso 2Hz.	70
Figura 4-29: Acesso aos ficheiros de registo de dados no servidor do PLC.	70
Figura 4-30: Conteúdo do ficheiro de registo de dados mostrado na folha de cálculo.	71
Figura 4-31: Gráficos de fluxo e pressão criados através do ficheiro registo de dados.	72
Figura 4-32: Etapas para o envio de e-mails.	73
Figura 4-33: Bloco de função "TMAIL_C" para envio do ficheiro de registo de dados.	74
Figura 4-34: Receção do email com o ficheiro de registo de dados em anexo.	75
Figura 4-35: Receção do email com o aviso do erro de pressão.	75
Figura 4-36: Receção do email com o aviso do erro de fluxo inspiratório.	76
Figura 4-37: Fluxo de comunicação no protocolo TDS [63].	77
Figura 4-38: Servidor SQL.	77
Figura 4-39: Estrutura da base de dados SQL.	78
Figura 4-40: Fluxograma da função "LSql_Microsoft".	79
Figura 4-41: Função "LSql_Microsoft".	80
Figura 4-42: Estrutura da instrução SQL.	81
Figura 4-43: Esquema do funcionamento da função "Conv_String"	82

Figura 4-44: Formato da data e hora e enviar na instrução SQL.....	82
Figura 4-45: Receção dos dados na tabela da base de dados.....	83
Figura 4-46: Visualização dos valores da tabela da base de dados na folha de cálculo.....	84
Figura 4-47: Gráfico de fluxo e pressão com os valores da tabela de dados.....	84
Figura A-1: Esquema elétrico dos sensores de pressão e fluxo.....	95
Figura A-2: Esquema elétrico da fonte de alimentação, <i>switch</i> , PLC e expansão de cartas analógicas.....	96
Figura A-3: Esquema elétrico da HMI, sensor fim de curso, motor de passo do AMBU e respetivo <i>driver</i>	97
Figura A-4: Esquema elétrico do sensor fotoelétrico, do motor de passo da válvula PEEP e respetivo <i>driver</i>	98
Figura B-1: Primeira versão da válvula PEEP.....	99
Figura B-2: Segunda versão da válvula PEEP.....	100
Figura B-3: Terceira versão da válvula PEEP.....	100
Figura B-4: Vista lateral da terceira versão da válvula PEEP.....	101
Figura C-1: Transição entre etapas.....	103
Figura C-2: Transições consecutivas entre etapas.....	103
Figura C-3: Etapa com e sem ações associadas.....	104
Figura C-4: Etapa inicial.....	104
Figura C-5: Estabelecer as equações das etapas a partir do <i>grafcet</i>	105
Figura C-6: Converter equação das etapas para <i>ladder</i>	106
Figura C-7: Converter equações das etapas em lista de instruções.....	107
Figura C-8: <i>Grafcet</i> do motor de passo do AMBU.....	108
Figura C-9: <i>Grafcet</i> da válvula PEEP.....	109
Figura D-1: Habilitar gerador de pulsos.....	111
Figura D-2: Criação do objeto de tecnologia.....	112
Figura D-3: Escolha da unidade de medida e da interface entre o PLC e o <i>driver</i>	112
Figura D-4: Configurações da interface de <i>hardware</i> do objeto de tecnologia.....	113
Figura D-5: Configurações mecânicas.....	113
Figura E-1: Ecrã menu geral.....	115
Figura E-2: Ecrã Visão Geral.....	116
Figura E-3: Ecrã Visão Geral Monitorização.....	116
Figura E-4: Ecrã Dados Sensores.....	117
Figura E-5: Ecrã Estado.....	117
Figura E-6: Ecrã Dados Paciente.....	118
Figura E-7: Ecrã Menu Modo Manutenção.....	118
Figura E-8: Ecrã Modo Manual Manutenção.....	119
Figura E-9: Ecrã Visão Geral Manutenção.....	119
Figura E-10: Ecrã Dados Sensores Manutenção.....	120
Figura E-11: Ecrã Estado Manutenção.....	120
Figura E-12: Ecrã Dados Paciente Manutenção.....	121

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura E-13: Ecrã Parâmetros Manutenção.	121
Figura E-14: Ecrã Teste Válvula PEEP.	122
Figura F-1: Ativar OPC UA <i>server</i>	123
Figura F-2: Opção de segurança do OPC UA.	123
Figura F-3: Habilitar a licença do OPC.	124
Figura F-4: Criação de um DB com os dados a partilhar no servidor OPC UA.	124
Figura F-5: Criação da interface OPC UA.	125
Figura F-6: Colocação dos dados na interface OPC UA.	125
Figura G-1: Parâmetros do FB "DataLog1200" associado ao DB "InstDataLogSameFile".	127
Figura G-2: Parâmetros do FB "DataLog1200" associado ao DB "InstDataLogNewFile"...	128
Figura H-1: Procedimento necessário nas opções de segurança da conta Gmail.	129
Figura H-2: Ativação do POP e IMAP na conta Gmail.	130
Figura H-3: Verificação do certificado de criptografia utilizado elo Gmail.	130
Figura H-4: Exportação do certificado de criptografia.	131
Figura H-5: Criação de um utilizador e palavra-passe no PLC.	132
Figura H-6: Importação do certificado de criptografia para o TIA Portal.	132
Figura H-7: Ativação do uso das configurações de segurança globais.	133
Figura H-8: Instalação do certificado nas propriedades do PLC.	133
Figura H-9: Configuração do DNS.	134
Figura H-10: Localização da instrução "TMAIL_C".	134
Figura H-11: Parâmetros da instrução "TMAIL_C".	135
Figura I-1: Ativação do protocolo TCP/IP para o servidor SQL.	137
Figura I-2: Configuração do endereço IP e porta TCP para o servidor SQL.	138
Figura I-3: Definição do endereço IP e DNS do computador.	138
Figura I-4: Criação de uma nova regra para a porta TCP 1433 na <i>firewall</i>	139
Figura I-5: Criação de uma nova regra para o servidor SQL na <i>firewall</i>	140
Figura I-6: Iniciar o SSMS com a autenticação do Windows.	141
Figura I-7: Possibilitar a iniciação no SSMS com utilizador e palavra-passe.	142
Figura I-8: Criação da conta de utilizador e palavra-passe.	142
Figura I-9: Criação de uma nova base de dados.	143
Figura I-10: Definição das caraterísticas da base de dados.	143
Figura I-11: Autorização para o utilizador aceder à base de dados.	144
Figura I-12: Criação de uma nova tabela de dados.	144
Figura I-13: Introdução das variáveis a serem recebidas na tabela de dados.	145
Figura I-14: Integração da função "LSql_Microsoft" e seus componentes no programa.	146
Figura I-15: Parametrização da função "LSql_Microsoft ".	147

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 4-1: Parâmetros a monitorizar e controlar na ventilação.	40
Tabela 4-2: Relação entre a tensão e o fluxo.....	45
Tabela 4-3: Resultado dos tempos de ciclo obtidos.	65
Tabela C-1: Abreviaturas e temporizadores utilizados nos <i>grafcet</i>	107

ABREVIATURAS E SIGLAS

A/C	Assistida/Controlada
AJAX	<i>Asynchronous JavaScript and XML.</i>
AMBU	<i>Artificial Manual Breathing Unit.</i>
CMV	<i>Controlled Mechanical Ventilation.</i>
CPAP	<i>Continuous Positive Airway Pressure.</i>
CSS	<i>Cascading Style Sheet.</i>
CSV	<i>Continuous Spontaneous Ventilation/ Comma-separated values.</i>
DB	<i>Data Block.</i>
DC	<i>Direct Current.</i>
DNS	<i>Domain Name System.</i>
FB	<i>Function Block.</i>
HMI	<i>Human-Machine Interface.</i>
HTML	<i>Hyper Text Markup Language.</i>
ID	<i>Identity.</i>
IMV	<i>Intermittent Mandatory Ventilation.</i>
IP	<i>Internet Protocol.</i>
JSON	<i>JavaScript Object Notation.</i>
OPC UA	<i>Open Platform Communication Unified Architecture.</i>
PEEP	<i>Positive End-Expiratory Pressure.</i>
PID	<i>Proportional Integral Derivative.</i>
PLA	<i>Polylactic acid</i>
PLC	<i>Programmable Logic Controller</i>
PSV	<i>Pressure Support Ventilation.</i>
PROFINET	<i>Process Field Net.</i>
SCL	<i>Structured Control Language.</i>
SFC	<i>Sequential Function Chart.</i>

ABREVIATURAS E SIGLAS

SIMV	<i>Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation.</i>
SMTP	<i>Simple Mail Transfer Protocol.</i>
SQL	<i>Structured Query Language.</i>
SSMS	SQL Server Management Studio
TCP/IP	<i>Transmission Control Protocol/Internet Protocol.</i>
TDS	<i>Tabular Data Stream.</i>
TLS	<i>Transport Layer Security.</i>
VAPSV	<i>Volume Assured Pressure Support Ventilation.</i>
VMNI	Ventilação Mecânica Não Invasiva.
VMI	Ventilação Mecânica Invasiva.

1. Introdução

1.1 Introdução

Neste capítulo apresenta-se a motivação que levou à elaboração desta tese e os seus objetivos. Também é feito um resumo de cada capítulo.

1.2 Motivação

Face à necessidade de produção em massa de ventiladores, no início do aparecimento da doença Covid-19 e com o intuito de encontrar soluções económicas, mas que não dependessem da utilização de ar hospitalar controlado, surge a ideia do ventilador para respiração invasiva acionado eletricamente. O controlo do ventilador será feito com recurso a um controlador fiável.

A motivação para realizar este projeto, provém do desafio que este representa e de permitir implementar metodologias de aprendizagem ativa. O controlo do ventilador elétrico e a monitorização local, e até mesmo à distância, envolvem conhecimentos em várias áreas, onde se incluem: automação, instrumentação industrial, redes de comunicação, informática e medicina.

O interesse pela área de automação representa também uma enorme motivação, pois este projeto mostra como a automação desempenha um papel fundamental na resolução de determinados problemas, como é o caso do comando de um equipamento que permita a um ser humano respirar.

1.3 Objetivo

O objetivo desta dissertação consiste na exploração das diversas funcionalidades do controlador lógico programável (PLC) S7-1200, aplicando-as ao ventilador mecânico comandado eletricamente. Este ventilador tem a finalidade de ser didático e não se pretende uma futura produção em massa.

Pretende-se implementar o controlo automático de um ventilador mecânico de respiração invasiva, o diagnóstico de alerta de erros no local e à distância, a criação de uma base de dados para futuras consultas e a execução de determinados comandos do ventilador, podendo ser realizados igualmente no local e à distância.

1.4 Visão geral da tese

Este capítulo introdutório tem como propósito mostrar a motivação que levou a esta dissertação e os objetivos a atingir.

O capítulo 2 apresenta o estado da arte, onde é abordada a evolução histórica e o estado atual dos ventiladores, o tipo de ventiladores e a compatibilização da automação com os mesmos.

O capítulo 3 expõe a classificação e a parte de *hardware* do ventilador desenvolvido. São indicados os equipamentos utilizados, as suas características mais relevantes e o esquema de ligações.

O capítulo 4 apresenta todo o trabalho realizado a nível de *software* e os resultados obtidos. Assim apresenta-se todo o trabalho elaborado a nível de programação, de forma a implementar as seguintes funcionalidades: registo de dados, envio de e-mails, gravação em base de dados, envio de dados para o Matlab via OPC-UA, página *web* e válvula PEEP.

No capítulo 5 indicam-se as conclusões finais, as dificuldades encontradas e, por fim, são apresentadas as propostas para futuras melhorias.

2. Estado da Arte

2.1 Introdução

Neste capítulo aborda-se, de uma forma resumida, um pouco da história e evolução dos ventiladores e o papel importante que estes tiveram desde o seu aparecimento até à atualidade.

São também abordados alguns dos projetos atuais, que surgiram em Portugal com o aparecimento da pandemia Covid-19.

2.2 Evolução histórica da ventilação mecânica

Em 1530, *Paracelsus* utilizou um fole conectado a um tubo inserido na boca de um paciente, de maneira a fornecer-lhe suporte de ventilação mecânica. Foi assim creditada a primeira forma de ventilação artificial [1], [2].

Em meados do século XVI *Andreas Vesalius* reconheceu na sua obra “*De Humani Corporis Fabrica*” que a respiração artificial pode conseguir-se através de uma traqueostomia. *Vesalius* obteve esta conclusão ao soprar num tubo de cana, colocado numa abertura efetuada na traqueia de um cão, mantendo assim o animal vivo. Já em 1667, *Robert Hooke* repetiu a experiência de *Andreas Vesalius*, ao insuflar ar com um fole numa abertura efetuada na traqueia do animal. Nesta experiência *Hooke* observou que não foi somente o movimento regular do tórax que evitou a asfixia do animal, mas sim o facto de ser introduzido um fluxo de ar de forma cíclica para os pulmões [1], [3]. A primeira respiração boca a boca bem-sucedida aconteceu em 1732, onde o médico escocês *William Tossach*, recorreu a esta técnica

de forma a reanimar um mineiro de carvão. A técnica foi descrita por *John Fothergill*, no ano de 1744 [1], [4]. Com este método de reanimação começaram a ser desenvolvidos sistemas para ventilação com pressão positiva (VPP), como é o caso do sistema de ventilação portátil, projetado por *François Chaussier*, em 1780 [5]. O sistema referido apresenta-se na Figura 2-1.

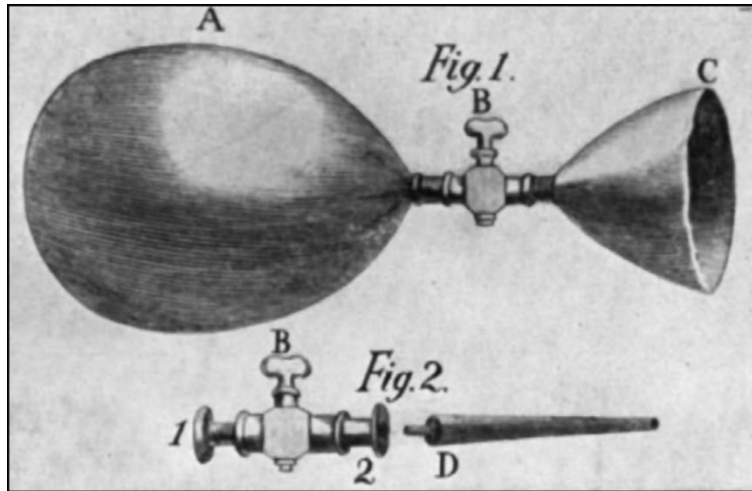


Figura 2-1: Sistema de ventilação portátil de Chaussier [5].

Durante os primeiros anos do século XIX a eficiência da ventilação com pressão positiva foi questionada, uma vez que a sua utilização desencadeou alguns casos de morte, limitando assim o progresso deste tipo de ventilação e levando a que a investigação científica se focasse no desenvolvimento de aparelhos que utilizassem a pressão negativa. O primeiro dispositivo de pressão negativa foi descrito pela primeira vez por *John Dalziel* em 1838. O autor projetou uma caixa hermética onde o paciente se sentava, ficando somente com a cabeça e pescoço do lado de fora. A pressão negativa era gerada por um par de foles dentro da caixa, sendo estes comandados pelo lado de fora da mesma, recorrendo a um pistão e válvula unidirecional. Este tipo de ventilador ficou conhecido por “ventilador tanque” e em 1864 *Alfred F. Jones* patenteou o primeiro ventilador deste tipo [1], [5], [6]. A Figura 2-2 mostra um ventilador tanque.

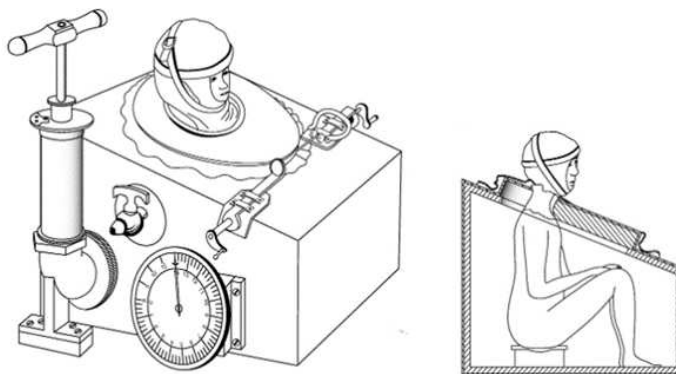


Figura 2-2: Primeiro ventilador tanque [7].

No final do século XIX foi desenvolvido, de forma independente, por *Ignaz Von Hauke*, *Rudolf Eisenmenger* e *Alexander Graham* o ventilador denominado de “Couraça”. O nome “Couraça” deve-se ao facto de este equipamento ser semelhante a uma armadura corporal do século XV. Este consistia em duas placas, uma colocada na zona do peito e outra nas costas, devidamente fechadas em volta do tórax do paciente para criar uma vedação hermética. Inicialmente a pressão negativa era obtida por meio de folios e posteriormente através do motor de um aspirador de pó [1].

Em 1904 *Ferdinand Sauerbruch* elaborou, no desenrolar do progresso observado no campo da cirurgia torácica, uma câmara pneumática cirúrgica. O funcionamento desta, além de ser muito idêntico ao do “ventilador tanque”, acomodava não só o tronco do paciente como também o cirurgião. Passado algum tempo, *Brauer* inverteu o princípio de ventilação de *Ferdinand Sauerbruch* ao envolver somente a cabeça do paciente numa câmara muito menor, que disponibilizava pressão positiva [1].

Apesar do foco nesta altura não ser a ventilação positiva, *Heinrich Dräger*, no ano de 1911, projetou o “Pulmotor”. Este equipamento consistia numa unidade de reanimação que fornecia pressão positiva ao paciente através de uma máscara facial. O Pulmotor era alimentado por um cilindro de ar comprimido, e foi bastante utilizado pelos bombeiros e polícias para socorrer vítimas que necessitavam de suporte ventilatório [1].

Foi em 1929 que *Philip Drinker*, *Louis Shaw* e *Charles McKhann*, do departamento de Ventilação, Iluminação e Fisiologia da Escola de Medicina de Harvard, implementaram um ventilador de pressão negativa que ficou conhecido como “Pulmão de aço”. O seu princípio de funcionamento era muito idêntico ao do “ventilador tanque” de *Alfred F. Jones*, uma vez que era utilizada pressão negativa para expandir o tórax. Consistia numa câmara cilíndrica de aço hermeticamente fechada, onde o paciente se deitava e ficava somente com a cabeça de fora. A pressão no interior da câmara era ciclicamente reduzida com recurso a bombas de vácuo. Cerca de dois anos depois (1931) *Emerson* construiu uma versão aperfeiçoada do “Pulmão de aço”, acrescentando a tecnologia de pressão positiva à boca do paciente, permitindo assim a abertura da câmara durante o processo de ventilação. Isto possibilita a realização de exames e prestação de cuidados médicos ao paciente [1], [5]. A Figura 2-3 mostra a versão aprimorada do “Pulmão de aço”, que ficou conhecido como “*Emerson Respirator*”.



Figura 2-3: "Emerson Respirator: The Iron Lung" [8].

Os ventiladores de pressão negativa, como o “Pulmão de aço” e “Couraças”, desempenharam um papel bastante importante no tratamento dos pacientes, durante a grande epidemia de poliomielite que afetou a população dos Estados Unidos da América em 1948 e da Escandinávia em 1952. A quantidade disponível deste tipo de ventiladores era limitada. Foi então que o anestesista *Bjorn Ibsen* testou uma traqueostomia com recurso a ventilação por pressão positiva, conseguindo demonstrar a eficácia deste tipo de ventilação. Ao se submeterem os pacientes a ventilação com pressão positiva, a mortalidade em Copenhaga diminuiu de cerca de 87% para aproximadamente 40%, levando assim ao reaparecimento e desenvolvimento dos ventiladores de pressão positiva [1], [5], [9].

Ray Bennett também teve um papel importante na evolução da ventilação mecânica, pois ele e os seus colegas patentearam em 1950 a primeira válvula de oxigénio, primeiramente utilizada na aviação militar, permitindo aos pilotos respirar confortavelmente em grandes altitudes, e acoplada posteriormente aos ventiladores. Essa válvula permitia que o sistema funcionasse com pressão positiva na inspiração e negativa ou nula na expiração. Já em 1951 foi-lhe concebida a patente à sua máscara respiratória facial [1], [10], [11].

Em 1950 o *Dr. Bird* desenvolveu o primeiro protótipo do ventilador magnético com pressão positiva ajustável manualmente. Cerca de 8 anos depois foi lançado o ventilador Bird Mark 7 [1], [10].

A primeira descrição do Síndrome de Dificuldade Respiratória Aguda (SDRA) ocorreu em 1967, em que *Ashbaugh* e os seus colegas observaram o benefício da aplicação de uma pressão expiratória final positiva (PEEP) para uma melhor oxigenação arterial [1], [12].

No ano de 1967 surgiram os primeiros ventiladores controlados eletronicamente. Estes facultavam vários modos de ventilação, permitindo monitorizar volumes e alarmes de determinadas anomalias. Na década de 1980, a criação de ventiladores controlados por microprocessadores, permitiu que estes se tornassem mais evoluídos e compactos. O desenvolvimento destes modelos de ventiladores resultou nos ventiladores existentes na atualidade, permitindo que a ventilação mecânica obtivesse maior segurança, precisão e conforto [1], [13].

2.3 Estado atual da ventilação mecânica

Antes do aparecimento da pandemia Covid-19, Portugal somente importava ventiladores. O aparecimento desta pandemia e a escassez de ventiladores, conduziu ao aparecimento de alguns projetos, tais como:

- SYSVENT OM1, apresentado na Figura 2-4, trata-se do primeiro ventilador certificado em Portugal e resulta da parceria entre a empresa SYSADVANCE e Ordem dos Médicos e laboratórios acreditados em três países. Foi-lhe concebida a certificação no dia 24 de janeiro de 2021, sendo capaz de operar em modos controlados e assistidos (volume e pressão) e apto para tratar doentes em cuidados intensivos[14], [15].



Figura 2-4: SYSVENT OM1 [16].

- Atena, mostrado na Figura 2-5, foi desenvolvido pelo CEiiA (Centro de Engenharia e Desenvolvimento), foi produzido e desenvolvido em 45 dias, encontrando-se disponíveis 100 exemplares deste. No dia 14 de julho de 2021 o ventilador recebeu, por parte do Infarmed, uma autorização condicionada, visto que apenas poderá utilizar-se em doentes infetados com Covid-19 e em último recurso, uma vez que este equipamento não possui certificado CE. Foi-lhe aprovado os seguintes modos de ventilação: ventilação em pressão, em volume e em pressão controlada. A ventilação assistida não foi aprovada. Encontra-se em estudo um modelo 2 do Atena [17], [18].



Figura 2-5: Ventilador Atena [19].

- Open Air, trata-se de um projeto responsável pelo desenvolvimento de um ventilador de código aberto, para cuidados intensivos. Este utiliza componentes e materiais industriais comuns, permitindo um baixo custo deste modelo. Este projeto é responsável pela plataforma “Vent2Life”, que permite a reabilitação de ventiladores que já não estão a ser utilizados nos hospitais [20].
- Pneuma, desenvolvido por uma equipa de médicos, liderada pelo Instituto de Engenharia de Sistemas e Computadores, Tecnologia e Ciência (INESC TEC) e pela Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP). O seu funcionamento consiste na compressão e descompressão automática de um balão insuflável. Permite o controlo do volume, frequência respiratória e relação inspiração/expiração [21]. Na Figura 2-6 encontra-se apresentado o ventilador Pneuma.



Figura 2-6: Ventilador Pneuma [22].

- Air4all, corresponde a um projeto português com o intuito de oferecer ventiladores aos hospitais. O projeto reúne investigadores de várias áreas, tais como: professores do Instituto Superior Técnico de Lisboa, médicos, enfermeiros, farmacêuticos, designers, advogados e investigadores do Instituto Gulbenkian. O projeto nasceu no dia 13 de março de 2020 e possui dois protótipos, mostrados na Figura 2-7, um mecânico e um pneumático. O ventilador mecânico utiliza um AMBU (*Artificial Manual Breathing Unit*) como bomba de ar e o pneumático utiliza ar comprimido e oxigénio da rede hospitalar.

A última informação acerca deste refere-se ao facto da equipa se encontrar à espera de obter o licenciamento por parte do Infarmed [23]–[25].



Figura 2-7: Ventiladores Air4all pneumático e mecânico [26], [27].

- Nortada, diz respeito a um projeto português desenvolvido pelo Ministério da Defesa Nacional - Marinha e pela empresa Ricardo & Barbosa, Lda.. Este projeto obteve aprovação nos testes técnicos, na Alemanha, e aguarda a certificação por parte do Infarmed. O projeto envolveu mais de 30 pessoas. Este equipamento possui 16 horas de autonomia (a maior registada é de 9 horas). Permite também a comutação automática do oxigénio para ar medicinal em caso de corte no abastecimento. O oxigénio pode ser conectado ao ventilador através de conduta ou garrafas portáteis. Possui seis modos de ventilação e para alterar os parâmetros são necessárias duas confirmações, sendo esta uma das características que torna este ventilador seguro [28].

2.4 Ventilação mecânica

A ventilação mecânica tem como objetivo substituir a respiração espontânea dos doentes com patologias que levem à insuficiência respiratória, recorrendo à utilização de um aparelho mecânico.

Um ventilador mecânico é um equipamento concebido para garantir a ventilação dos pulmões, permitindo que o trabalho respiratório dos pacientes diminua ou seja substituído. Atualmente grande parte dos ventiladores mecânicos consistem numa fonte de pressão positiva, responsável por insuflar os pulmões do paciente através de uma máscara ou um tubo endotraqueal.

2.4.1 Ciclo respiratório

O ser humano consegue ficar sem se alimentar durante alguns dias, mas ficar privado de respirar, provocará a sua morte em poucos minutos.

De uma forma didática, o ciclo respiratório, durante a ventilação com pressão positiva, pode ser dividido em quatro fases (Figura 2-8) [29], [30]:

- Fase inspiratória – Nesta fase o ventilador deverá insuflar os pulmões do paciente, vencendo as propriedades elásticas e resistivas do sistema respiratório. Poderá ser introduzida uma pausa inspiratória adequada para uma melhor troca gasosa, prolongando assim esta fase;
- Ciclagem – Refere-se à transição da fase inspiratória para a fase expiratória. O ventilador deverá interromper a fase inspiratória (após a pausa inspiratória, caso se esteja a utilizar) e permitir o início da expiração;
- Fase expiratória – Nesta fase o ventilador deverá permitir que o paciente expire de forma passiva. Deve também garantir que a pressão do sistema respiratório se equilibre com a pressão expiratória final definida no ventilador;
- Disparo – Ocorre na transição da fase expiratória para a fase inspiratória (após a pausa expiratória, caso se esteja a utilizar). Esta transição poderá ser provocada pelo ventilador ou pelo paciente.

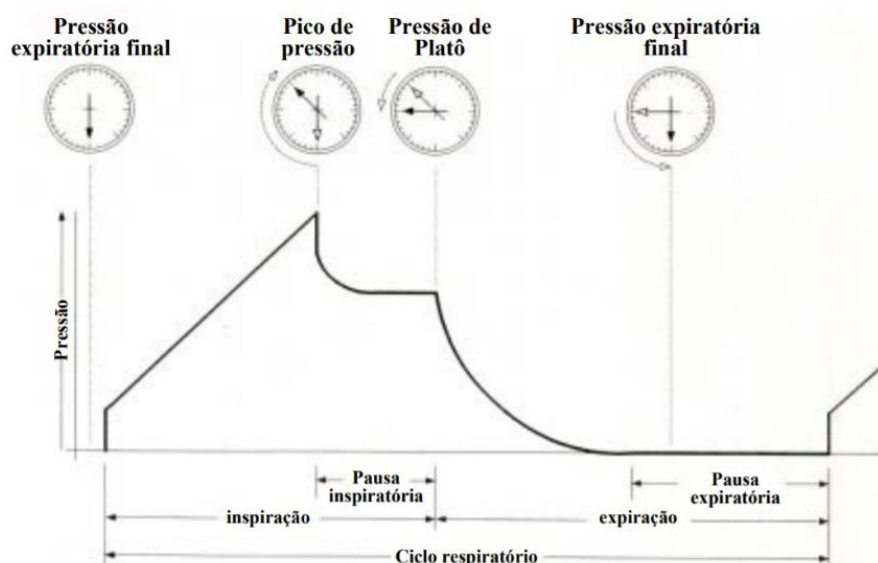


Figura 2-8: Ciclo respiratório.

Na observação do ciclo respiratório mecânico podem-se identificar alguns parâmetros, tais como [30]:

- Volume Corrente (V_C) – Corresponde ao volume de gás movimentado durante a respiração;
- Frequência Respiratória (F_R ou f) – Número de vezes que o paciente respira em intervalos de um minuto;
- Tempo Inspiratório (T_I) – Corresponde ao tempo necessário para a inspiração se completar. Este tempo poderá ser prolongado com a introdução de uma pausa inspiratória;
- Tempo Expiratório (T_E) – Tempo gasto para a expiração se completar, podendo também ser prolongado com a introdução de uma pausa expiratória;
- Relação I:E – Relação entre o tempo gasto na inspiração e o tempo gasto na expiração;
- Fluxo Inspiratório (V_I) – Corresponde à velocidade com que o volume corrente é entregue ao paciente;
- Pico de Pressão Inspiratória (PIP) – Diz respeito ao valor mais elevado de pressão atingido durante a inspiração;
- Pressão de Plateau – Representa o valor de pressão das vias aéreas, medido durante a pausa inspiratória. Considera-se que é o parâmetro que melhor reflete as pressões alveolares no momento do término da insuflação pulmonar;

- Pressão Expiratória (P_E) – É a pressão observada no final da expiração, caso atinja o valor zero, denomina-se de ZEEP (*Zero End-Expiratory Pressure*). No entanto, poderão ser feitos ajustes no ventilador para que a P_E alcance valores positivos, designando-se assim de PEEP (*Positive End-Expiratory Pressure*).

2.4.2 Classificação da ventilação mecânica

A ventilação mecânica pode classificar-se considerando o modo como é disponibilizado o fluxo de ar aos pulmões do paciente. Assim, a ventilação mecânica pode classificar-se da seguinte forma [31], [32]:

- Ventilação por pressão negativa – Neste método, durante a inspiração, é fornecida uma pressão sub-atmosférica na caixa torácica do paciente, originando a sua expansão, pois o gradiente negativo de pressão é responsável pela entrada de fluxo de ar para os pulmões. Durante a expiração, ao retirar-se a pressão negativa, a pressão em torno do tórax tende à pressão atmosférica, causando a contração da caixa torácica. Visto isto, será possível ao paciente expirar. O “Pulmão de aço” e “Couraças”, abordados no subcapítulo 2.2 são exemplos de ventiladores que utilizavam ventilação por pressão negativa;
- Ventilação por pressão positiva – Neste método, durante a inspiração, é aplicada uma pressão sobre-atmosférica às vias aéreas do paciente, produzindo um gradiente de pressão positivo e por consequência é gerado um fluxo de ar para os pulmões. A expiração ocorrerá quando a pressão positiva for retirada.

A ventilação por pressão negativa é uma ventilação não invasiva, já a ventilação por pressão positiva pode ser invasiva ou não invasiva. A ventilação mecânica não invasiva (VMNI) é uma técnica de fornecer ventilação através de máscaras faciais, nasais ou outro procedimento que não seja invasivo. A ventilação mecânica invasiva (VMI) é fornecida através duma via aérea artificial, isto é, tubo oro ou nasotraqueal ou uma cânula traqueostomia [31], [33], [34].

2.4.3 Modalidades da ventilação mecânica

Os ventiladores mecânicos permitem escolher diferentes formas de fornecer ou auxiliar ventilação ao paciente. Apesar de quase todos os ventiladores possibilitarem opções bastantes idênticas, a terminologia varia de fabricante para fabricante, o que torna um pouco difícil entender as diversas configurações dos ventiladores, incluindo as suas modalidades. A modalidade irá, de certa forma, determinar como o paciente e o ventilador irão interagir entre si. A escolha desta depende da condição individual do paciente e da sua capacidade respiratória. Existem diversas modalidades da ventilação mecânica, e neste âmbito vão-se referir as mais representativas. Assim os modos de ventilação mecânica podem-se classificar da seguinte forma [13], [29], [30], [35]–[38]:

1. Ventilação Mecânica Controlada ou CMV (*Controlled Mechanical Ventilation*)

Nesta modalidade o ventilador é responsável por controlar todo o ciclo respiratório, portanto o paciente não interage diretamente com o ventilador. A CMV é utilizada quando os pacientes não apresentam respiração espontânea ou quando há necessidade de sedação.

Este modo, permite os seguintes controlos:

- Ventilação controlada por volume – Neste modo configura-se a frequência respiratória, o volume de ar e o fluxo inspiratório. O início da inspiração (disparo) ocorre de acordo com a frequência respiratória pré-estabelecida. Já a transição da inspiração para a expiração (ciclagem) realiza-se após ser entregue ao paciente o volume predefinido, a uma velocidade que é resultante do fluxo inspiratório configurado. A Figura 2-9 apresenta as curvas de volume, fluxo e pressão típicas desta modalidade;

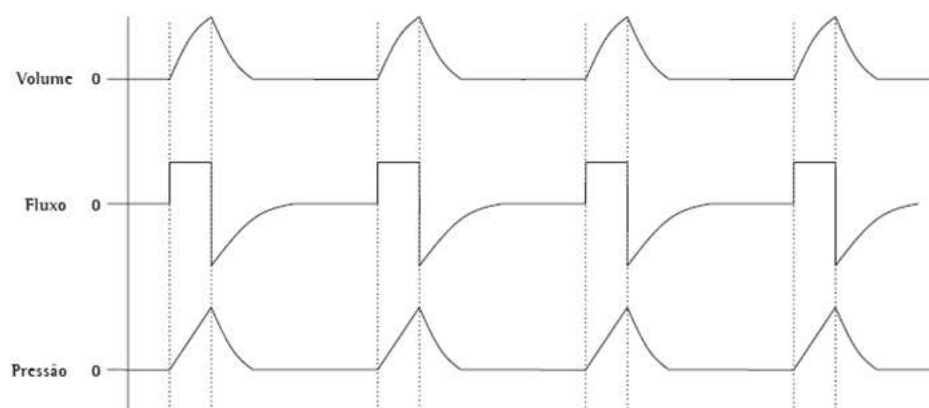


Figura 2-9: Curvas da CVM com controlo por volume [29].

- Ventilação controlada por pressão – Nesta modalidade deve-se introduzir o pico de pressão inspiratória, a frequência respiratória e o tempo de inspiração ou relação inspiração:expiração (relação I:E). Tal como na ventilação controlada por volume, o disparo ocorre de acordo com a frequência respiratória pré-estabelecida. No entanto, a ciclagem ocorre de acordo com o tempo inspiratório ou com a relação I:E. Por consequência, o volume corrente depende da pressão inspiratória, do tempo inspiratório e da resistência do sistema respiratório do paciente. Na Figura 2-10 encontram-se apresentadas as curvas de volume, fluxo e pressão típicas da ventilação mecânica controlada por pressão.

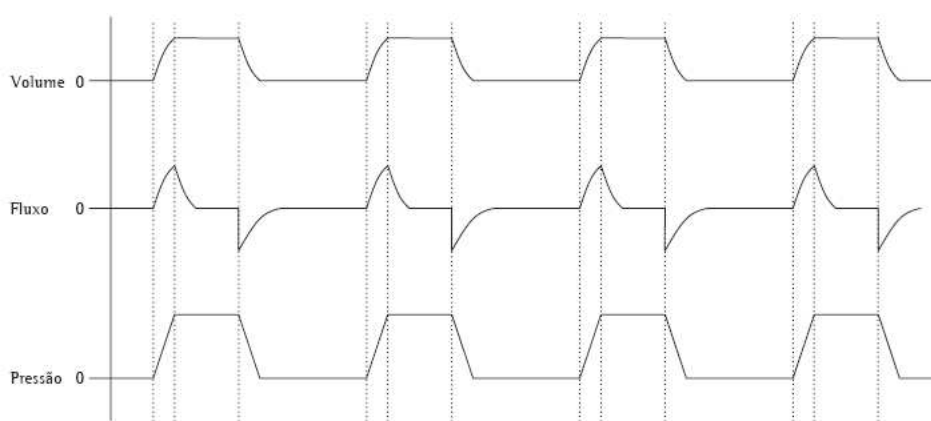


Figura 2-10: Curvas da VMC com controlo por pressão [29].

2. Ventilação Assistida

Neste modo de ventilação, o ciclo respiratório só se inicia quando o paciente produzir um esforço inspiratório igual ou superior à sensibilidade predefinida no equipamento. Portanto o disparo ocorre quando é detetada uma mudança na pressão do circuito do paciente, sendo esta mudança geralmente uma queda de pressão, como é possível observar na Figura 2-11.



Figura 2-11: Curva de pressão na modalidade de ventilação assistida [37].

3. Ventilação Assistida/Controlada (A/C)

Esta modalidade é uma combinação da ventilação mecânica controlada com a ventilação assistida. Isto é, sempre que não for detetado o esforço inspiratório por parte do paciente o ventilador passa a fornecer ciclos controlados/mandatórios com uma frequência respiratória mínima predefinida. Nesta modalidade são possíveis os seguintes modos de controlo:

- Ventilação A/C por volume – Nesta situação, a frequência respiratória pode variar conforme o esforço inspiratório do paciente. No entanto, tanto o fluxo como o volume corrente mantêm-se fixos. Caso o esforço inspiratório do paciente não atinja o valor de sensibilidade predefinido, o ventilador fornece ciclos ventilatórios com a frequência respiratória mínima indicada pelo operador. Na Figura 2-12 apresentam-se as curvas de volume, fluxo e pressão da ventilação A/C com controlo por volume. É possível observar nesta figura ciclos assistidos e ciclos controlados;

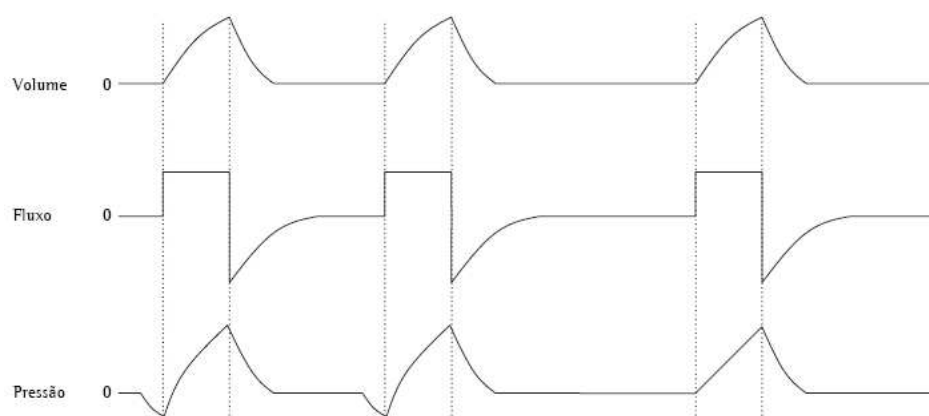


Figura 2-12: Curvas da ventilação A/C com controlo por volume [29].

- Ventilação A/C por pressão – Como na ventilação Assistida/Controlada por volume, os ciclos dependem se o paciente gera um esforço inspiratório superior ou inferior à sensibilidade estabelecida no ventilador. O volume corrente obtido depende também desse esforço.

4. Ventilação Espontânea Contínua ou CSV (*Continuous Spontaneous Ventilation*)

Nesta modalidade todos os ciclos são espontâneos, ou seja, é o paciente que controla o disparo e a ciclagem. A ventilação espontânea pode ser assistida ou não assistida pelo ventilador, o que difere estas duas variantes é o seguinte:

- Ventilação espontânea assistida pelo ventilador – O ventilador procura durante a inspiração atingir as pressões predefinidas;
- Ventilação espontânea não assistida pelo ventilador – O ventilador mantém uma pressão positiva contante durante todo o ciclo respiratório, operando assim no modo CPAP (*Continuous Positive Airway Pressure*). No modo CPAP o volume corrente depende do esforço inspiratório, da complacência e resistência do sistema respiratório do doente.

5. Ventilação com Suporte de Pressão ou PSV (*Pressure Support Ventilation*)

Trata-se de um modo obrigatoriamente assistido, onde o ventilador deteta o esforço inspiratório espontâneo do paciente e ativa a pressão de suporte, aplicando uma pressão positiva e contante nas vias aéreas do paciente. Para o ventilador detetar o término de uma inspiração espontânea, configuram-se os equipamentos para interromperem a pressão de suporte assim que o fluxo inspiratório diminuir para determinados níveis críticos, geralmente 25% do valor máximo de cada inspiração. O paciente controla a frequência respiratória, o tempo inspiratório e, desta forma, o volume de ar inspirado. O volume corrente depende da pressão de suporte pré-estabelecida, do esforço inspiratório e das propriedades do sistema respiratório (complacência e resistência). Na Figura 2-13 mostram-se as curvas de volume, pressão e fluxo típicas da modalidade de ventilação com suporte de pressão.

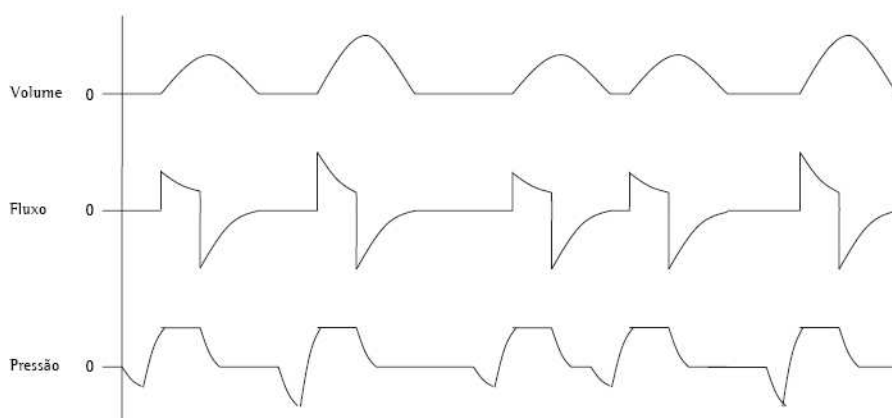


Figura 2-13: Curvas da Ventilação com Suporte de Pressão [29].

6. Ventilação Mandatória Intermitente ou IMV (*Intermittent Mandatory Ventilation*)

A IMV combina os modos A/C com períodos de ventilação espontânea em que o disparo e a ciclagem são controlados pelo paciente. Nas respirações A/C, o ventilador fornece ao paciente uma frequência respiratória e um volume corrente predefinidos. No intervalo das respirações A/C o paciente pode respirar espontaneamente com volumes correntes que dependem do esforço respiratório realizado.

7. Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada ou SIMV (*Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation*)

A SIMV é uma variante do modo IMV, em que o ventilador permite que os disparos dos ciclos A/C ocorram em sincronia com os ciclos espontâneos, ou seja, o ventilador fornece o volume corrente no momento do esforço respiratório do doente, ao contrário do que ocorria na IMV em que o ventilador disponibilizava volume corrente num intervalo de tempo preciso e independente da fase do ciclo respiratório do paciente. Uma das grandes vantagens da SIMV é impossibilitar que o ventilador inicie um fluxo inspiratório num momento em que o paciente possa estar na fase expiratória do ciclo espontâneo.

Esta modalidade pode realizar-se com os seguintes modos de controlo:

- SIMV com controlo por volume – Neste modo os ciclos controlados/mandatórios têm como variável de controlo o volume. São limitados por fluxo e a ciclagem ocorre por volume. Devem-se regular no ventilador a frequência respiratória, o volume corrente, o fluxo inspiratório e a sensibilidade do mecanismo responsável pela deteção do esforço inspiratório do paciente. Os ciclos mandatórios ocorrerão numa janela de tempo predeterminada (em função da frequência respiratória do SIMV), contudo sincronizados com o disparo acionado pelo paciente. No caso de ocorrer uma apneia o próximo ciclo será disparado por tempo até retornarem os esforços inspiratórios do doente;
- SIMV com controlo por pressão – Este modo é idêntico ao controlo por volume, com a diferença de que os ciclos mandatórios têm como variável de controlo a pressão, são limitados por pressão e a ciclagem ocorre por tempo. Neste modo os parâmetros a introduzir são a frequência respiratória, o tempo inspiratório ou relação I:E, o limite de pressão inspiratória e a sensibilidade responsável para a ocorrência do disparo do ventilador pelo paciente;

- SIMV (com controlo por volume ou pressão) associada à PSV – A combinação destas duas modalidades permite uma combinação de ventilações mandatórias intermitentes com ventilações espontâneas assistidas através da pressão inspiratória pré-estabelecida (pressão de suporte).

8. Ventilação com Pressão de suporte e Volume Assegurado ou VAPSV (*Volume Assured Pressure Support Ventilation*)

A utilização da ventilação com suporte de pressão (PSV) em pacientes graves e instáveis, pode ser problemática, pelo que se desenvolveu a modalidade VAPSV. Esta modalidade combina, no mesmo ciclo respiratório, pressão de suporte com ciclagem por volume. Este método funciona através dum sistema de circuitos paralelos, onde o ventilador disponibiliza ao paciente uma pressão de suporte com fluxo livre por uma das vias do circuito, bem como um fluxo fixo, com forma de onda quadrada, pela outra via. A VAPSV proporciona a segurança de uma ventilação alveolar mínima.

2.4.4 Classificação dos ventiladores mecânicos

Os ventiladores mecânicos podem classificar-se como ventiladores de pressão positiva ou pressão negativa, conforme o tipo de ventilação aplicada ao paciente.

A classificação dos ventiladores mecânicos também se pode realizar tendo em conta diversos critérios, tais como: de acordo com a aplicação, tipo de paciente a que se destinam ou segundo o tipo de controlo de variáveis que possuem. De acordo com os critérios mencionados, os ventiladores mecânicos podem-se classificar da seguinte forma [32]:

1. Classificação segundo a aplicação:

- Ventiladores para cuidados intensivos;
- Ventiladores para uso doméstico;
- Ventiladores para anestesia;
- Ventiladores para transporte de pacientes.

2. Classificação de acordo com o tipo de paciente:

- Ventiladores neonatais, destinados a pacientes com idades entre 0 e 2 anos;
- Ventiladores pediátricos, indicado para pacientes com idades compreendidas entre 2 e 12 anos;
- Ventiladores de adultos, destinam-se a pacientes com idades superiores a 12 anos.

3. Classificação consoante o tipo de variáveis de controlo:

A classificação quanto ao tipo de controlo de variáveis é baseada numa variável principal controlada pelo ventilador. No entanto, isto não significa que esta seja a única variável controlada, pois a frequência respiratória, o tempo inspiratório e a fração inspirada de oxigénio, também são determinantes no ajuste de parâmetros. Os ventiladores podem assim ser classificados da seguinte forma:

- Ventilador com controlo de pressão – Em que o ventilador mede e controla a pressão nas vias respiratórias ou a pressão endotraqueal;
- Ventilador com controlo de fluxo – Em que o ventilador é responsável por medir o fluxo fornecido ao paciente e calcula o volume com base no fluxo medido;
- Ventilador com controlo de volume – Em que o ventilador controla e mede efetivamente o volume fornecido ao paciente;
- Ventilador com controlo de tempo – Em que neste tipo de ventiladores são controlados os tempos de inspiração e expiração do paciente.

Uma outra forma de classificação dos ventiladores mecânicos, proposta por *Robert Chatburn*, é considerar as características relacionadas com a física e engenharia empregues nos ventiladores mecânicos. Este método de classificação tem vindo a ser apresentado em vários artigos e manuais escolares. As categorias e subcategorias para classificar os ventiladores mecânicos, de acordo com a proposta de *Robert Chatburn*, são as seguintes [31]:

1. Classificação consoante a fonte de energia:

- Ventiladores elétricos – Em que se utiliza a energia elétrica para acionar motores elétricos, pistões, compressores, ou outros dispositivos, de forma a realizarem trabalho para fornecer ventilação mecânica;

- Ventiladores pneumáticos – São todos aqueles que utilizam gás comprimido como fonte de energia para a sua operação;
- Ventiladores mistos – Em que se utilizam ambas as fontes de energia. A energia elétrica destina-se à alimentação dos sistemas controlados por microprocessadores e a energia pneumática é utilizada para realizar o trabalho da ventilação mecânica.

2. Classificação quanto ao mecanismo de conversão e transmissão de energia:

- Ventiladores com mecanismo de pistões – Utilizam pistões acionados por motores elétricos com o intuito de gerar um gradiente de pressão;
- Ventiladores com mecanismo de fole – Nestes o ar é admitido por uma válvula unidirecional para dentro do fole e ao ocorrer a compressão deste, o fluxo de ar é entregue ao paciente;
- Ventiladores com mecanismos pneumáticos controlados por microprocessadores – Esta classificação é necessária para os ventiladores mais recentes que utilizam válvulas solenoides proporcionais controladas por microprocessadores.

3. Classificação segundo o circuito de controlo:

- Ventiladores com circuitos de controlo em malha aberta – Este tipo de circuito é aquele em que a saída atinge o valor predeterminado da variável no ventilador, sem qualquer autoajuste;
- Ventiladores com circuitos de controlo em malha fechada – Neste tipo de circuito é introduzido no ventilador o valor de uma dada variável (fluxo, pressão ou volume) e o ventilador está constantemente a medir essa variável e a ajustar para o valor pretendido;
- Ventiladores com circuitos de controlo mecânicos – Estes utilizam peças como polias, tirantes e alavancas para acionarem o mecanismo de conversão e transmissão de energia do ventilador, são uma característica deste tipo de circuitos de controlo;
- Ventiladores com circuitos de controlo pneumáticos – Os circuitos utilizam válvulas, bicos, ejetores, entre outros dispositivos pneumáticos;

- Ventiladores com circuitos de controlo fluídico – Correspondem a um circuito que aplica o fluxo e a pressão gasosa com a finalidade de controlar a direção dos fluxos de gás e executar funções lógicas. As funções lógicas dos fluidos têm a sua origem na eletrónica digital, permitindo assim projetar um ventilador semelhante a um ventilador com controlo eletrónico;
- Ventiladores com circuitos de controlo eletrónico – Este tipo de circuito utiliza componentes eletrónicos permitindo um controlo sofisticado do ventilador.

4. Classificação consoante o tipo de variáveis de controlo:

Este tipo de classificação é idêntico ao abordado anteriormente, podendo assim classificar-se os ventiladores como: ventiladores com controlo de pressão, fluxo, volume e/ou tempo.

5. Classificação considerando as variáveis de fase:

A respiração suportada pelo ventilador pode dividir-se em quatro fases, tal como abordado no subcapítulo 2.4.1. Quando uma das quatro variáveis (pressão, fluxo, volume e tempo) é analisada durante uma fase particular, esta é denominada por variável de fase. Conseguindo assim classificarem-se os ventiladores mecânicos tendo em conta as seguintes variáveis de fase:

- Variável de disparo – É a variável que determina o início da inspiração. Tanto a pressão, o fluxo, o volume ou o tempo podem ser analisados pelo ventilador com o intuito de serem utilizados como variáveis de disparo. Grande parte dos ventiladores podem utilizar a pressão ou o tempo como variáveis de disparo;
- Variável limite – Diz respeito ao valor máximo que uma variável pode atingir durante a inspiração. A variável tempo não é uma variável limite [39];
- Variável de ciclagem – Esta variável determina como e quando o ventilador executa a transição da inspiração para a expiração [40];
- Variável linha de base – Refere-se à variável controlada durante a fase expiratória ou tempo de expiração. Normalmente a pressão é controlada nesta fase, definindo-se, por exemplo, a pressão expiratória final positiva, a qual se designa de PEEP. Quando se aplica a PEEP é possível prevenir o colapso alveolar;

- Variável condicional – A análise de uma variável condicional permite ao ventilador tomar determinadas decisões. Por exemplo, se uma variável condicional não atingir um valor predefinido o ventilador passa a fornecer ciclos mandatórios em vez de ciclos espontâneos, tal como ocorre na modalidade SIMV [41].

3. Ventilador Desenvolvido

3.1 Introdução

Neste capítulo é classificado o ventilador elétrico desenvolvido, tendo em conta o abordado no capítulo 2.

Também são mencionados todos os equipamentos utilizados e as respetivas características.

3.2 Classificação do ventilador desenvolvido

Face ao abordado nos subcapítulos 2.4.2 e 2.4.3, pode-se afirmar que o ventilador desenvolvido é um equipamento que fornece ventilação positiva através do método invasivo, pois o objetivo deste é gerar uma pressão positiva durante a inspiração. A ventilação é fornecida ao paciente através de uma via aérea artificial, neste caso um tubo orotraqueal, também conhecido como tubo endotraqueal. Este ventilador permite apenas ciclos controlados, podendo-se classificar a modalidade de ventilação como ventilação mecânica controlada.

O ventilador é controlado por tempo e o circuito de controlo é em malha aberta, uma vez que, as variáveis pressão e fluxo não possuem autoajuste. As variáveis de disparo e ciclagem deste ventilador são o tempo, já a variável limite é o volume, pelas razões apresentadas no subcapítulo 2.4.4. A fonte de energia é elétrica, ou seja, o ventilador é acionado eletricamente.

A válvula PEEP desenvolvida é acionada eletricamente e possui um controlo em malha fechada, pois tem autoajuste da pressão no final da expiração.

3.3 Equipamentos utilizados

O *hardware* é uma componente crucial do projeto. Esta comporta toda a parte física do ventilador elétrico, sendo composta pelos diversos equipamentos que irão permitir que o sistema funcione da forma prevista.

Antes de se proceder às ligações físicas dos componentes elétricos, elaboraram-se os esquemas elétricos em *autocad* que se apresentam no Apêndice A com o intuito de estes servirem de guia e facilitar futuras alterações.

A Figura 3-1 mostra a ligação da rede, onde é possível observar que a HMI e o PLC estão interligados através de um *switch*. Este *switch* está conectado a um *router* (não representado na figura), permitindo assim ao ventilador comunicar com o exterior, que será necessário, por exemplo, para o envio de e-mails.

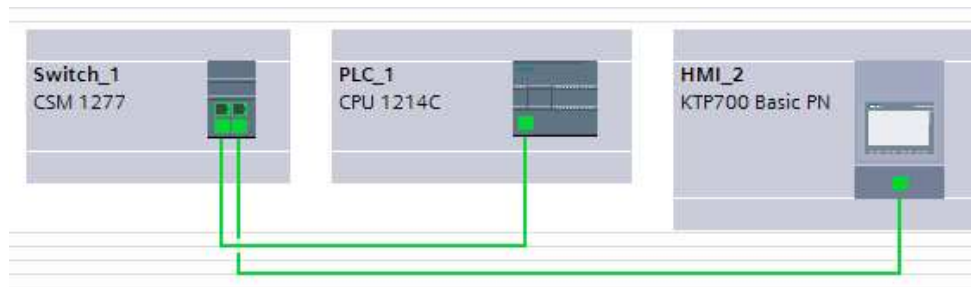


Figura 3-1: Ligações da rede.

O ventilador é composto por diversos equipamentos, os quais serão abordadas mais detalhadamente ao longo deste capítulo, onde se incluem:

- PLC e expansão de entradas analógicas;
- HMI;
- *Switch*;
- Fonte de alimentação;
- AMBU e pulmão artificial;
- Sensores (pressão, fluxo, fotoelétrico e fim de curso);
- Motores de passo e *drivers*;
- Conversor Buck e regulador de tensão.

Após efetuadas todas as ligações físicas dos componentes elétricos, deu-se por terminada a parte de *hardware*. A Figura 3-2 mostra o aspeto final do ventilador e da válvula PEEP.



Figura 3-2: Aspeto final do ventilador desenvolvido.

O mecanismo responsável pela compressão e descompressão do balão insuflável do AMBU, mostrado na Figura 3-3 e Figura 3-4, já se encontrava feito quando dei início ao projeto do ventilador. Foram apenas efetuadas algumas melhorias, de forma a garantir uma melhor precisão. No decorrer deste capítulo é abordado em mais detalhe o AMBU, o motor de passo e o *driver* utilizados para compressão e descompressão do balão insuflável.

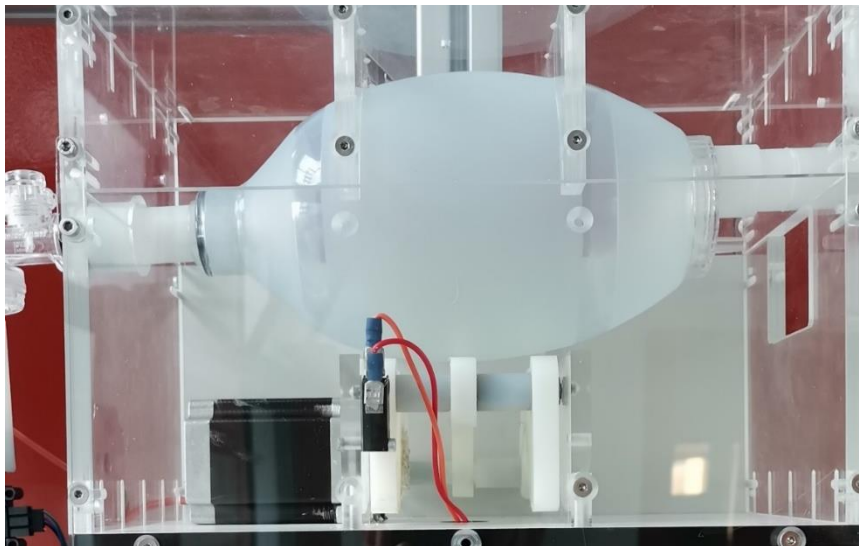


Figura 3-3: Vista frontal do AMBU e do mecanismo para compressão e descompressão do balão insuflável.



Figura 3-4: Vista lateral do AMBU e do mecanismo para compressão e descompressão do balão insuflável.

3.3.1 PLC S7-1200 e módulo de expansão de entradas analógicas

O autômato programável utilizado neste projeto é o S7-1200, com a CPU 1214C. Possui uma tensão de alimentação de 24V DC e as tensões de entrada e saída também são 24V DC. Este é o “cérebro” do projeto, pois é o componente responsável pelo controlo do ventilador elétrico. O PLC recebe os comandos dos sensores, HMI e página *web*, processa a informação proveniente destes e, de acordo com o programa elaborado, irá atualizar o estado das saídas. Utilizou-se também um módulo de expansão de entradas analógicas, uma vez que, o PLC 1214C possui somente duas entradas analógicas e são necessárias mais para este projeto. O módulo de expansão utilizado foi o SM1231 que dispõe de 8 entradas analógicas e a sua tensão de alimentação é de 24V DC.

A Figura 3-5 apresenta o PLC e o módulo de expansão utilizados neste projeto.



Figura 3-5: PLC S7-1200, CPU 1214C DC/DC/DC e módulo de expansão de entradas analógicas SM1231.

3.3.2 HMI

Utilizou-se a HMI (*Human-Machine Interface*) KTP700 Basic, mostrada na Figura 3-6, para que o operador interaja com o ventilador. Esta possui uma tensão de alimentação de 24V DC, um ecrã tátil de 7 polegadas e interface PROFINET (*Process Field Net*). Este equipamento irá permitir o envio de comandos para o PLC, bem como a visualização de informações relevantes, em tempo real, acerca do ventilador.



Figura 3-6: HMI KTP700 Basic.

3.3.3 Switch CSM 1277 e fonte de alimentação PM 1207

Uma vez que o PLC 1214C possui apenas uma porta RJ45 e são necessárias, no mínimo, duas portas, uma para interligar a HMI com o PLC e outra para ligar o PLC ao *router*, teve-se assim de utilizar um *switch*. O *switch* utilizado foi o CSM 1277, que possui quatro portas RJ45 e uma tensão de alimentação de 24V DC.

Para alimentar os diversos equipamentos eletrônicos utilizou-se a fonte de alimentação PM 1207 que possui uma tensão de alimentação de 120/230V AC e disponibiliza à saída 24V DC com uma corrente nominal de 2.5A.

A Figura 3-7 apresenta o *switch* e fonte de alimentação utilizados.

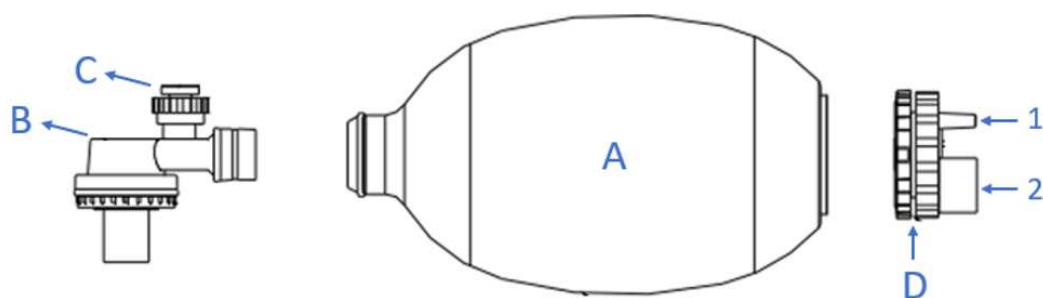


Figura 3-7: Switch CSM 1277 e fonte de alimentação PM 1207.

3.3.4 AMBU e pulmão artificial

O ventilador elétrico utiliza um balão insuflável com o intuito de converter a energia mecânica de um motor de passo e transmitir ciclos respiratórios ao paciente. O AMBU, neste caso é composto por um balão insuflável e por três válvulas (válvula inferior, superior e de segurança), como apresentado na Figura 3-8.

A válvula superior utilizada possui um diafragma unidirecional (bico de pato) que permite que o ar expirado pelo paciente não retorne novamente ao balão. A válvula inferior permite o enchimento do balão com ar ambiente ou com aumento de concentração de oxigênio utilizando um reservatório ou a rede de oxigênio hospitalar. Quando se pressiona o balão, o ar é dirigido até ao paciente para que este possa realizar a inspiração e a pressão causada pela compressão do balão causa o fecho da válvula inferior. Ao se deixar de comprimir o balão, este retorna à posição inicial e a pressão negativa, produzida no interior do balão, provoca a abertura da válvula inferior, permitindo a expiração do paciente. A válvula de segurança utilizada foi de 60 cmH₂O e tem o objetivo de prevenir acidentes por excesso de pressão, mantendo assim a segurança na ventilação [42].



Legenda :

- A → Balão autoinsuflável
- B → Válvula superior
- C → Válvula de segurança
- D → Válvula inferior
- 1 → Ligação para a rede de oxigênio hospitalar
- 2 → Ligação do reservatório de oxigênio ou entrada de ar ambiente

Figura 3-8: AMBU.

Para a simulação dos pulmões do paciente recorreu-se à utilização do pulmão artificial MAQUET test iung 190, apresentado na Figura 3-9, que possui a capacidade de 1 litro e simula os pulmões de um paciente adulto.



Figura 3-9: Pulmão artificial MAQUET test lung 190.

3.3.5 Sensores

Dada a dificuldade de aquisição de sensores em tempo de pandemia, visto que, os sensores para ventiladores tiveram uma rotura de stock no mercado, optou-se por utilizar os sensores analógicos de fluxo e pressão que se definiram como essenciais para o funcionamento do ventilador. Também se utilizaram um sensor fim de curso e um sensor fotoelétrico, cuja aplicação se explica no subcapítulo 3.3.5.3.

Para além destes podiam também utilizar-se no ventilador os seguintes sensores:

- Sensor de oxigénio;
- Sensor de dióxido de carbono;
- Sensor de óxido nitroso;
- Sensor de temperatura;
- Sensor de humidade;
- Mais dois sensores de pressão, um para medir a pressão perto da válvula PEEP e o outro para medir a pressão atmosférica. Este último permite fazer a diferença entre a pressão medida pelos outros sensores com a pressão atmosférica, permitindo assim se saber a pressão exata no circuito do ventilador. Uma outra alternativa seria utilizar sensores de pressão diferenciais, deixando de ser necessário este último sensor para medir a pressão atmosférica;
- Sensor de tensão, onde o objetivo seria detetar falhas de fonte de alimentação de corrente alternada e a passem ao modo bateria. A colocação de baterias seria uma melhoria futura neste projeto.

3.3.5.1 Sensor de pressão

Utilizou-se o sensor de pressão ABPMANN005PGAA3 da Honeywell (Figura 3-10) que foi colocado à saída da válvula superior do AMBU. O sensor de pressão tem como objetivo medir a pressão no sistema respiratório, permitindo assim a monitorização e controlo da pressão. Este sensor possui as seguintes características relevantes [43]:

- Tensão de alimentação – 3.3V DC;
- Corrente de alimentação – 2.1mA;
- Permite medir pressões entre 0 e 5 psi;
- Saída analógica em tensão elétrica;
- Mede somente gases secos;
- Tecnologia de montagem SMT (*Surface Mount Technology*).

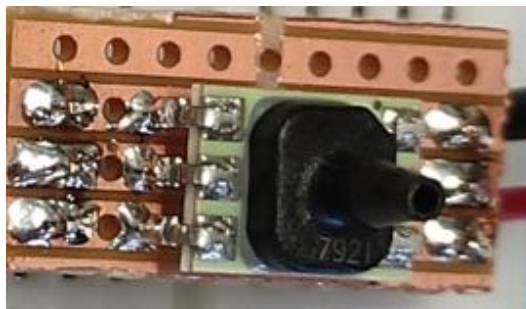


Figura 3-10: Sensor de pressão ABPMANN005PGAA3.

3.3.5.2 Sensor de fluxo

O fluxo é uma grandeza relevante na ventilação mecânica. Utilizou-se o sensor de fluxo AWM720P1 da Honeywell, mostrado na Figura 3-11, com o intuito de monitorizar o fluxo de ar fornecido ao paciente durante os ciclos de ventilação. Este sensor foi desenvolvido principalmente para o mercado de ventilação médica e possui as seguintes características significativas [44]:

- Tensão de alimentação – 10V DC,
- Corrente de alimentação – 20mA;
- Permite medir fluxos de 0 a 200 litros por minuto (L/min);
- Saída analógica em tensão elétrica.



Figura 3-11: Sensor de fluxo.

3.3.5.3 Sensor fim de curso e sensor fotoelétrico

Os motores de passo não possuem *feedback* de posição, pelo que é necessário efetuar-se uma referenciação periódica. Para realizar essa referenciação dos motores de passo do AMBU e válvula PEEP, recorreu-se á utilização de um sensor fim de curso e de um sensor ótico. O objetivo destes sensores é detetar um determinado ponto do veio dos motores para que estes se possam posicionar numa posição mecânica conhecida.

O sensor fim de curso foi utilizado no motor de passo do AMBU e o sensor ótico no motor de passo da válvula PEEP. O sensor ótico utilizado foi o E3Z-D82-G2 da OMRON e trata-se de um sensor de reflexão difusa, isto é, possui num só corpo um recetor e emissor [45]. A vantagem do sensor fotoelétrico é que não possui desgaste mecânico, ao contrário do sensor fim de curso. Não se utilizaram dois sensores fotoelétricos porque tinha-se apenas disponível um exemplar.

A Figura 3-12 mostra o sensor fotoelétrico e as respetivas dimensões [45].

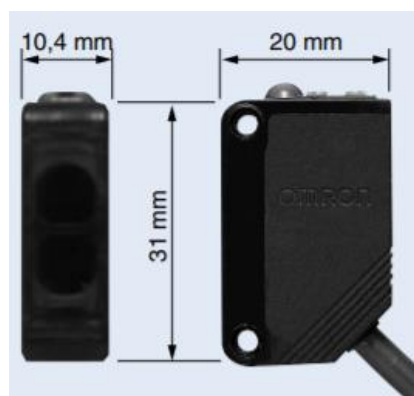


Figura 3-12: Sensor fotoelétrico E3Z-D82-G2.

3.3.6 Manómetro coluna d'água

Utilizou-se o manómetro coluna d'água, também conhecido como manómetro de coluna U, com o objetivo de se poder monitorizar o valor de pressão, durante a ventilação, e de se calibrar o sensor de pressão.

O manómetro utilizado do fabricante DWYER apresenta um tubo em forma de “U” preenchido com fluido. Neste caso preencheu-se com água. Ao se aplicar uma pressão num ramo do tubo, faz com que o líquido desça por este ramo. A pressão indicada é mostrada pela diferença de altura em função do movimento do fluido nos dois ramos do tubo e expressa na unidade de mmH₂O, como mostrado na Figura 3-13 [46].

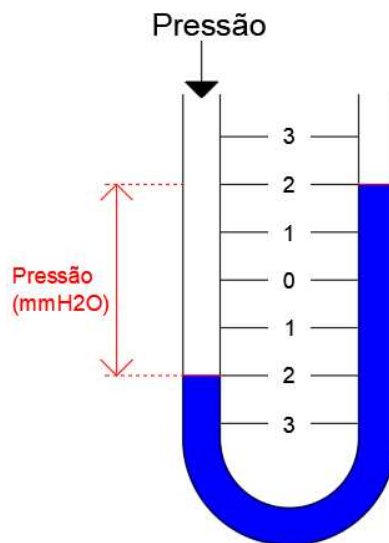


Figura 3-13: Manómetro de coluna U.

3.3.7 Motores de passo e respetivos *drivers*

Os motores de passo são os elementos responsáveis por exercer o trabalho mecânico para compressão do balão do AMBU e controlo da válvula PEEP. Estes permitem um controlo de posição preciso e com facilidade, bem como um controlo de velocidade através de sinais de pulso.

Os *drivers* permitem converter os sinais de pulso, provenientes do PLC, em movimentos do motor garantindo assim um posicionamento preciso.

3.3.7.1 Acionamento do AMBU

Para compressão e descompressão do AMBU utilizou-se um motor NEMA 23, com a referência 23HS8630, que possui tensão de alimentação de 3V DC, uma corrente nominal de 3A, 1.8°/passo e um torque até 19.27 Kgcm. Será este o motor responsável por insuflar ar para os pulmões do paciente. Na Figura 3-14 apresenta-se o motor de passo e o mecanismo acionamento para comprimir e descomprimir o balão insuflável do AMBU.

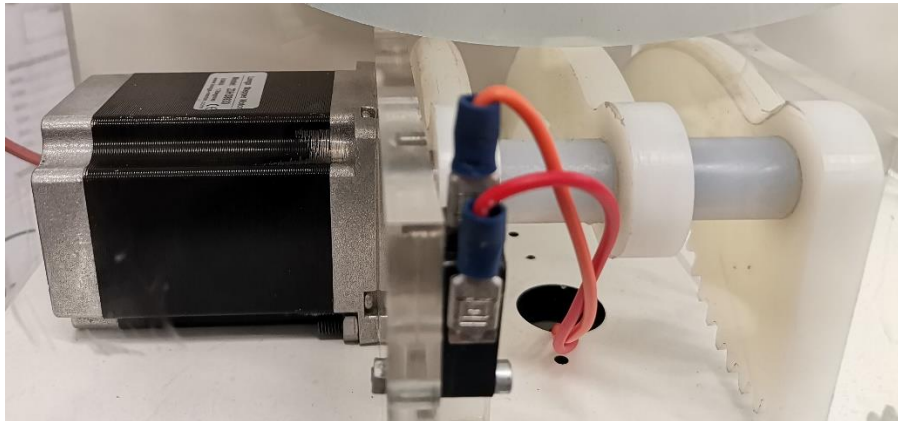


Figura 3-14: Nema 23 e mecanismo para compressão e descompressão do balão insuflável do AMBU.

O *driver* utilizado foi o HY-DIV268N-5A que possui uma tensão de alimentação de 12 a 48V DC, uma corrente de alimentação de 0.2 a 5A. Permite a seleção da corrente de saída (0.5 a 3.5A) e dos micro passos (1 a 16), através dos DIP *switch* presentes no *driver*. A Figura 3-15 mostra o *driver* utilizado.

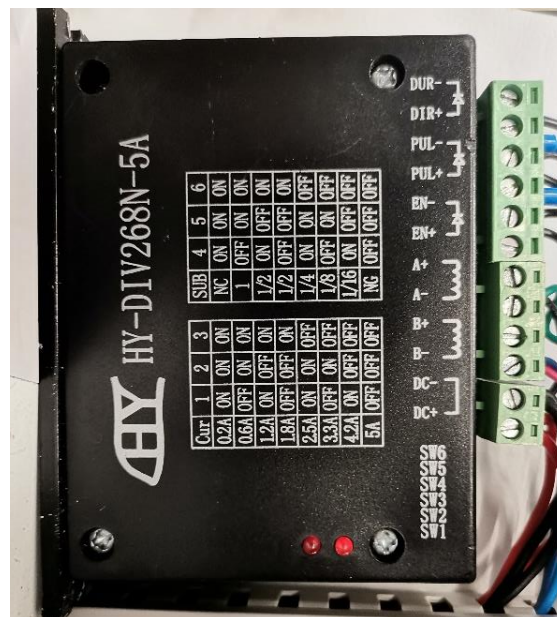


Figura 3-15: *Driver* HY-DIV268N-5A.

3.3.7.2 Acionamento da válvula PEEP

A válvula PEEP teve várias configurações ao longo deste projeto, como mostrado no Apêndice B. Inicialmente utilizou-se um motor NEMA 17 e o *driver* DRV8825, no entanto verificou-se que este motor não possuía força suficiente para exercer o trabalho pretendido.

Utilizou-se por último o NEMA 23, com a referência 57BYGH800, que tem uma tensão de alimentação de 7.5V DC, uma corrente nominal de 1.5A, 1.8°/passo e um torque até 16 Kgcm. O *driver* desta última configuração foi o TB660 que tem uma tensão de alimentação de 9 a 42V DC, uma corrente de alimentação de 0 a 5A, permite selecionar a corrente de saída de 0.5 a 3.5A e os micro passos de 1 a 32.

Fisicamente a válvula PEEP desenvolvida, para além de utilizar um motor de passo e um *driver*, também é composta por:

- Suporte para o motor de passo;
- Um excêntrico conectado numa extremidade ao motor de passo;
- Um suporte que apoia a outra extremidade do excêntrico;
- Sensor fotoelétrico da OMRON;
- Suporte para o sensor fotoelétrico.

A Figura 3-16 mostra todo o layout da válvula PEEP e as peças criadas no *software* Fusion 360. As peças foram posteriormente impressas em 3D.

Na Figura 3-17 apresenta-se o resultado final da válvula PEEP. O que difere esta versão da terceira versão apresentada no Apêndice B é o material com que o excêntrico é constituído, pois o excêntrico na versão final é feito em *nylon*. O material com que se imprimiu inicialmente o excêntrico em 3D foi o PLA (*Polylactic acid*), mas com a utilização este começou a ganhar folga na zona que faz interface do excêntrico com o veio do motor de passo. Devido a este facto, recorreu-se ao nylon por ser mais resistente em relação ao PLA.

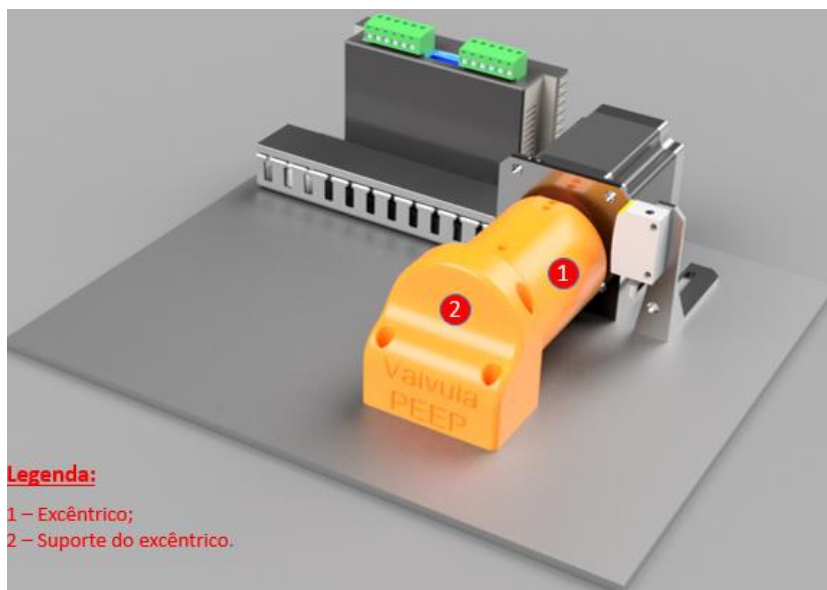


Figura 3-16: *Layout* e modelagem da válvula PEEP no *software* Fusion 360.



Figura 3-17: Resultado final da válvula PEEP.

3.3.8 Conversor *Buck* e regulador de tensão

Tal como foi referido anteriormente, a fonte de alimentação a utilizar é de 24V DC e a tensão de alimentação dos sensores de fluxo e pressão é inferior aos 24V DC, pelo que se recorreu à utilização de um conversor *Buck* e de um regulador de tensão.

O conversor *Buck* (*step-down*) é um conversor DC-DC que permite converter a tensão aplicada à entrada deste para um valor inferior. Portanto, este irá permitir converter o valor de tensão proveniente da fonte de alimentação (24V DC) para 10V DC, permitindo assim alimentar o sensor de fluxo. A Figura 3-18 apresenta o conversor *Buck* utilizado neste projeto e o respetivo suporte para o fixar na calha do quadro elétrico.

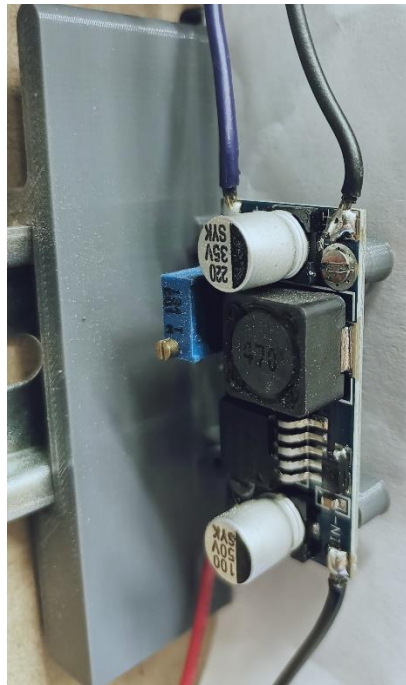


Figura 3-18: Conversor *Buck* e respetivo suporte.

Para alimentar o sensor de pressão a 3.3V DC utilizou-se o regulador de tensão UA78M33C, que se trata de um dispositivo composto por semicondutores e permite manter à sua saída um valor estável de tensão.

4. Programação e Resultados

4.1 Introdução

Este capítulo diz respeito à parte de *software* do ventilador elétrico e consiste, fundamentalmente, na programação do PLC, de modo que o ventilador funcione como pretendido. Durante a descrição da programação vão-se apresentados alguns resultados.

A programação foi elaborada no *software* TIA Portal, recorrendo-se às linguagens de programação *ladder* e SCL (*Structured Control Language*) e também ao método gráfico designado por *grafcet*.

Para a criação e programação da página *web* utilizaram-se as seguintes linguagens:

- HTML (*Hyper Text Markup Language*) – Utilizada para a criação da estrutura da página *web*;
- CSS (*Cascading Style Sheet*) – Trata-se de uma linguagem de estilos, pois é através desta que se trabalha a parte estética da página *web*;
- JavaScript – É a linguagem de programação responsável por atribuir funcionalidades dinâmicas à página *web*. Através desta é possível processar e transformar os dados recebidos e enviados para o PLC.

Para a programação do ventilador tiveram-se em conta os parâmetros disponibilizados pelo Infarmed, dos quais se destacam os apresentados na Tabela 4-1 [47].

Tabela 4-1: Parâmetros a monitorizar e controlar na ventilação.

Fluxo inspiratório	20 – 160 (L/min)
Pressão inspiratória	0 – 40 (cmH ₂ O)
Rácio Inspiratório/Expiratório	1:1, 1:2 (por defeito), 1:3
Frequência respiratória	10 – 30 (respirações / minuto), podendo ir até 60 (respirações / minuto)
PEEP	0 – 25 (cmH ₂ O)

Considerando que um dos grandes objetivos deste projeto é explorar os recursos do PLC S7-1200, aplicados a um ventilador elétrico para fins didáticos, recorreu-se assim à utilização de diversas funcionalidades, as quais serão abordadas mais detalhadamente ao longo deste capítulo, onde se incluem:

- Controlo do ventilador elétrico;
- Utilização dos sensores de fluxo e pressão;
- Programação do motor de passo do AMBU;
- Programação da HMI;
- Utilização do “PID_Compact” para controlo da válvula PEEP;
- Página *web* com transferência de dados via “WebCom”;
- Recurso ao OPC UA;
- Registo de dados;
- Envio de e-mails com e sem anexos;
- Envio de informações do PLC para uma base de dados.

4.2 Programação do *grafcet*

O *grafcet* (acrónimo do francês *Graphe Fonctionnel de Commande, Étapes Transitions*) é um método gráfico de descrição dos sistemas automáticos sequenciais (automatismos), onde se descrevem as fases de funcionamento, as ações a realizar e o que as origina. Pode também ser entendido como um diagrama funcional etapa/transição e possibilita a programação dos PLC. A norma IEC 61131-3 (parte 3 relativa às linguagens de programação) estabelece as regras para as linguagens de programação de autómatos. Nesta norma o *grafcet* designa-se por SFC (*Sequential Function Chart*) [48].

A Figura 4-1 mostra um exemplo de um diagrama funcional, onde é possível observar os seus elementos (etapas, transições, ações e ligações orientadas).

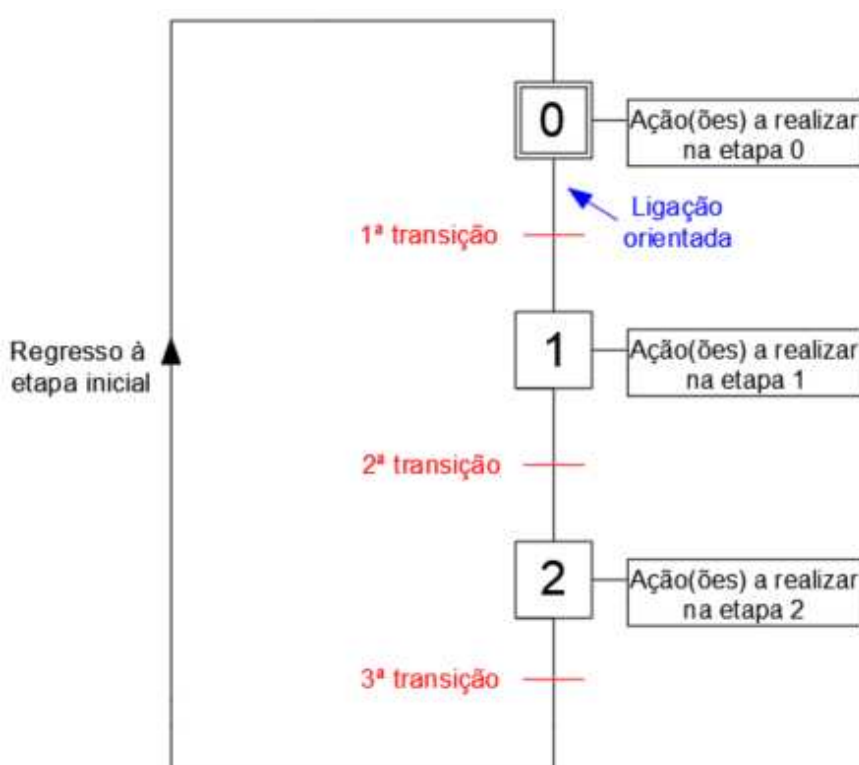


Figura 4-1: Exemplo de um diagrama funcional.

A programação do *grafcet* num PLC pode realizar-se recorrendo aos seguintes métodos:

- Instruções específicas existentes nas linguagens de programação, dependendo de fabricante para fabricante. Um exemplo desta modalidade é disponibilizado pelo *software* “Twido” da Schneider, apresentado na Figura 4-2;

Grafcet List instructions #	
■	-*i : step ($1 \leq i \leq 62$)
■	==i : initial step ($1 \leq i \leq 62$)
■	#i : activate step i, after deactivation of current step
■	# : deactivate current step
■	#Di : deactivate step i after another step
■	==POST : start post-processing
■	%Xi : bit associated with step i

Figura 4-2: Exemplo do *software* Twido.

- Diretamente no *software* de programação do PLC, como é o caso dos PLC de gama superior do fabricante Siemens (S7-1500), que possibilitam programar em GRAPH (nome dado pela Siemens ao *grafcet*). A Figura 4-3 mostra um exemplo de programação em GRAPH num PLC S7-1500.

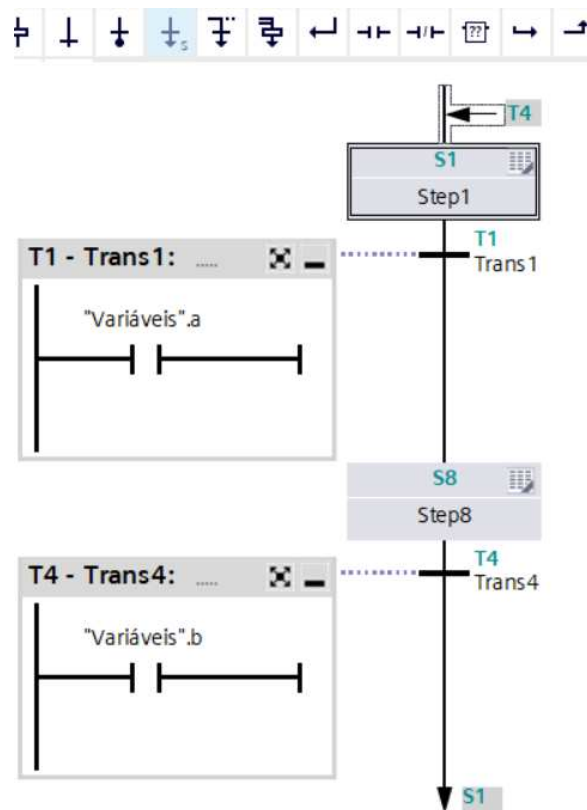


Figura 4-3: Programação GRAPH no PLC S7-1500.

- Instruções básicas da linguagem de programação do PLC, como *ladder* e lista de instruções, que são exemplos de aplicação universal.

Neste projeto, a programação dos *grafcet* no PLC fez-se com recurso à linguagem de programação *ladder*. A linguagem de programação *ladder* também se designa de diagrama de contactos, uma vez que é uma linguagem de programação gráfica muito semelhante a diagramas elétricos.

No Apêndice C apresentam-se alguns aspetos a considerar na criação de um *grafcet*, bem como o seu processo da programação através de instruções básicas da linguagem de programação do PLC.

4.3 Controlo do ventilador eléctrico

É possível controlar o ventilador eléctrico através de comandos de manutenção ou automáticos. Os comandos de manutenção dizem respeito a comandos mais técnicos, como comandar os motores de passo do AMBU e da válvula PEEP com recurso a movimentos *jog* e relativos, introduzir parâmetros responsáveis para o funcionamento do ventilador, como indicação da posição de descanso, parâmetros do controlo PID, entre outros. É possível o envio de comandos de manutenção à distância, através da página *web*, e localmente, através da HMI. Estes comandos poderão permitir a deteção de determinados erros mecânicos ou ajustes necessários na programação, para o bom funcionamento do ventilador. O comando automático é mais indicado para os profissionais de saúde, pois é neste que se introduzem os parâmetros necessários para uma ventilação mecânica adequada. Portanto decidiu-se que, por motivos de segurança, este comando seria somente local através da HMI, pois trata-se de um aparelho determinante na saúde do paciente a ventilar.

Também se teve o cuidado de definir uma hierarquia neste tipo de comandos, isto é, sempre que o ventilador estiver a funcionar em modo automático não é possível enviar comandos de manutenção, quer estes sejam locais ou à distância. Sempre que se estiver a comandar localmente o ventilador também não é possível o envio de comandos através da página *web*. Caso se esteja a comandar manualmente o motor de passo do AMBU e/ou da válvula PEEP, com movimentos *jog* ou relativos, e for ativo o modo automático do ventilador, este entra em funcionamento automático, não permitindo assim o envio de comandos manuais.

Para controlar o movimento dos motores de passo recorreu-se à utilização de blocos de função disponibilizados pelo fabricante do PLC. Foi também necessário habilitar o gerador de pulso PTO/PWM com o intuito de se poder utilizar os objetos de tecnologia para controlo do movimento dos motores de passo (“TO_PositioningAxis”). Este processo encontra-se apresentado no Apêndice D.

Os blocos de função utilizados foram os seguintes [49]:

- “MC_Power” – Foi utilizado para habilitar a potência para o *driver*;
- “MC_MoveJog” – Este bloco possibilitou mover os eixos em modo *jogging*;

- “MC_MoveRelative” – Recorreu-se a este bloco sempre que se pretendeu mover o motor de passo com movimentos relativos;
- “MC_MoveAbsolute” – Utilizou-se para efetuar movimentos absolutos;
- “MC_MoveVelocity” – Usufrii-se deste bloco para movimentar os eixos com uma velocidade de rotação predefinida;
- “MC_Home” – Através deste cria-se uma relação entre a posição real do motor e a posição no objeto de tecnologia. Através deste objeto é possível definir uma determinada posição do motor como a posição de *home*, passando a ser uma posição mecânica conhecida;

A Figura 4-4 apresenta um exemplo da implementação de um bloco “MC_MoveRelative”, no projeto do ventilador. O bloco apresentado tem o objetivo de mover o motor de passo do AMBU para a posição de descanso predefinida na HMI.

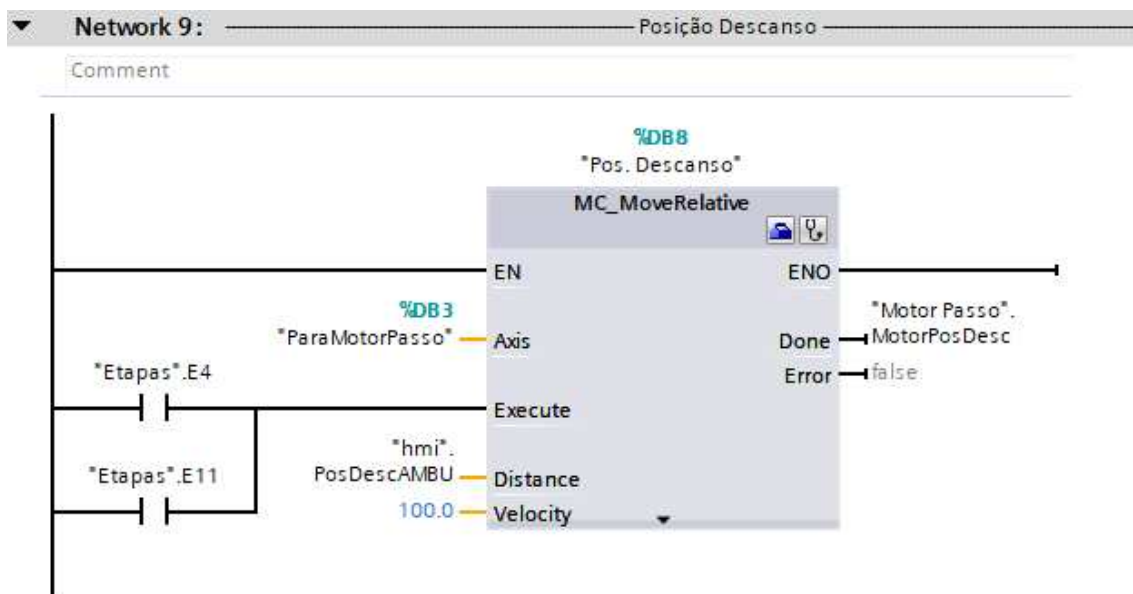


Figura 4-4: Movimento relativo do motor de passo do AMBU para a posição de descanso.

4.4 Sensores de fluxo e de pressão

O fluxo e a pressão são duas grandezas importantes na ventilação mecânica, pelo que se utilizou um sensor de fluxo e um sensor de pressão, como mencionado anteriormente no subcapítulo 3.3.5. Para que se possam obter no PLC os valores de fluxo e pressão é necessário conhecer a relação entre a grandeza a medir e a tensão.

Tendo em conta que tanto o sensor de fluxo, como o sensor de pressão, são sensores analógicos, então o valor de tensão das entradas analógicas varia de 0 a 10V, aos quais corresponde na memória do PLC valores de 0 a 27648 respetivamente. Assim, decidiu-se elaborar uma função, à qual se atribuiu o nome de “Voltímetro”, que converte aquela gama de valores na tensão correspondente. A Figura 4-5 mostra a função criada no TIA Portal.

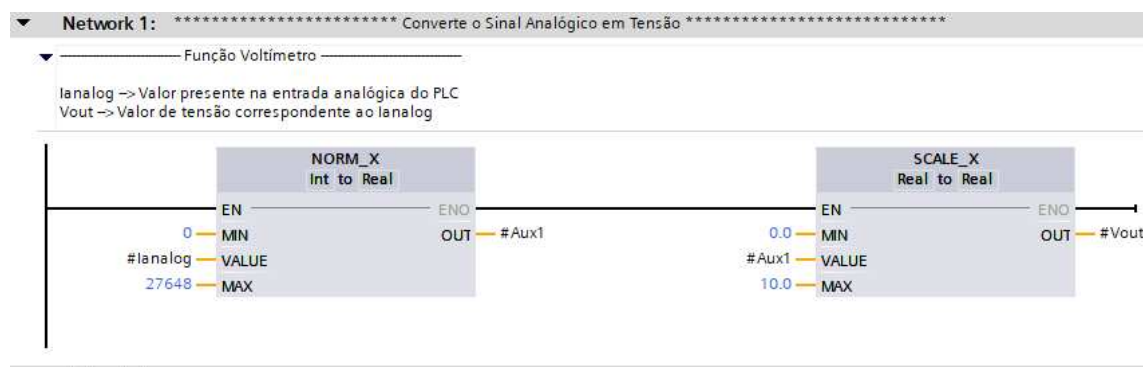


Figura 4-5: Função voltímetro.

4.4.1 Sensor de fluxo

Para o sensor de fluxo obteve-se, através do *datasheet* do fabricante, a informação que irá permitir encontrar a equação que relaciona a tensão com o valor de fluxo. Para encontrar a equação recorreu-se a uma folha de cálculo, onde foi criada uma tabela com os dados obtidos do fabricante, tal como mostrado na Tabela 4-2.

Tabela 4-2: Relação entre a tensão e o fluxo.

Fluxo (SLPM)	Tensão (V)
0	1
25	2,99
50	3,82
75	4,3
100	4,58
150	4,86
200	5

Posteriormente elaborou-se um gráfico na folha de cálculo, onde se tentou obter a curva aproximadora, pelo que se gerou uma função polinomial de quinto grau. Com o intuito de facilitar a programação optou-se por dividir a função anterior em outras duas funções de menor grau consoante o valor de tensão elétrica, como mostrado na Figura 4-6.

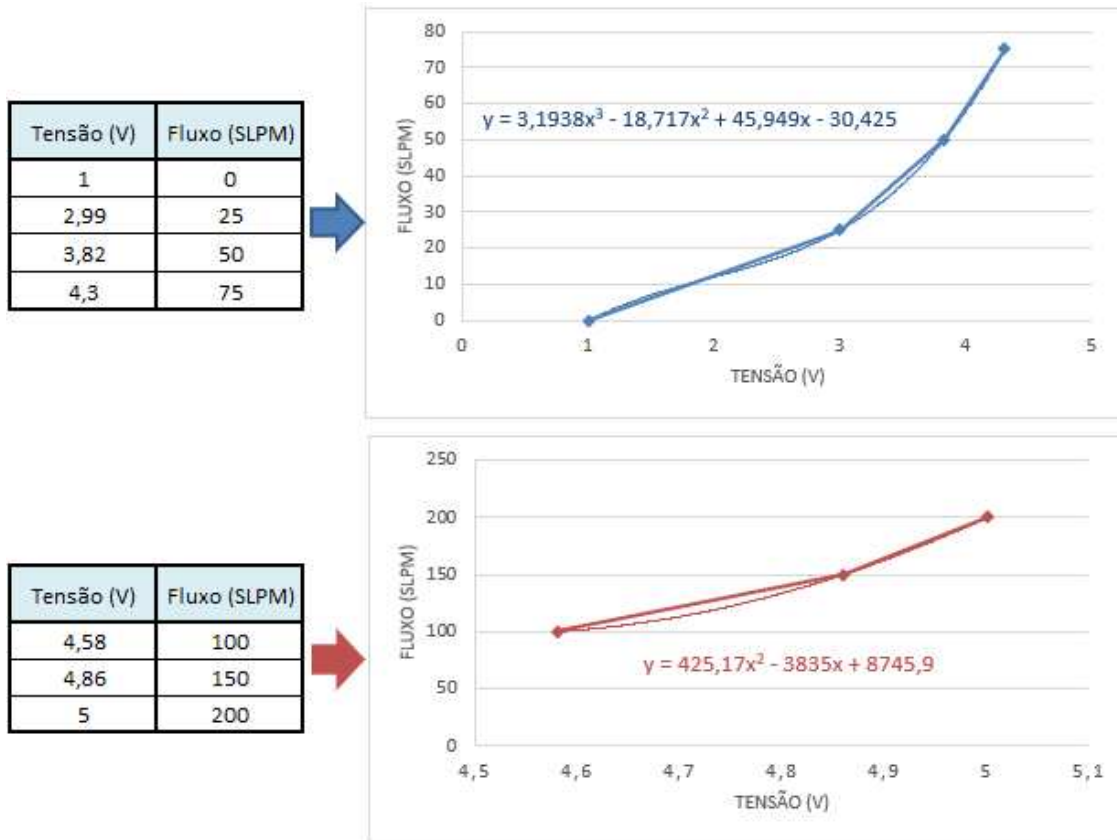


Figura 4-6: Obtenção da equação que relaciona a tensão com o fluxo.

Por último implementaram-se no TIA Portal, as equações obtidas na folha de cálculo, com recurso à linguagem de programação SCL. Na Figura 4-7 é possível ver a programação efetuada.

```

Network 1: *****Associar o sinal de tensão do sensor de fluxo ao fluxo*****
Comment
1 IF #Ufluxo >= 1 & #Ufluxo <= 4.3 THEN
2
3     #Fluxo := 3.1938 * #Ufluxo * #Ufluxo * #Ufluxo - 18.717 * #Ufluxo * #Ufluxo + 45.949 * #Ufluxo - 30.425;
4
5 ELSE
6 IF #Ufluxo > 4.3 & #Ufluxo <= 5 THEN
7
8     #Fluxo := 425.17 * #Ufluxo * #Ufluxo - 3835 * #Ufluxo + 8745.9;
9
10 ELSE
11 IF #Ufluxo < 1 OR #Ufluxo > 5 THEN
12
13     #FluxoErro := 1;
14
15     END_IF;
16 END_IF;
17 END_IF;
    
```

Figura 4-7: Implementação da equação do sensor de fluxo no TIA Portal.

4.4.2 Sensor de pressão

O *datasheet* do fabricante do sensor de pressão possuía já a equação de transferência, que relaciona a tensão com a pressão. No entanto, após se implementar no TIA Portal verificou-se que não correspondia à pressão indicada pelo manómetro de coluna d'água. Assim, optou-se por determinar experimentalmente a equação. Para isso, teve que se injetar uma pressão no sistema e traçar uma equação com base na pressão observada na coluna d'água e o valor de tensão à saída do sensor de pressão.

Tal como no sensor de fluxo, recorreu-se à folha de cálculo, com o intuito de se obter a curva aproximadora. Verificou-se que a tendência linear era a que mais se aproximava do valor medido. A Figura 4-8 mostra a tabela com os dados medidos e o gráfico com a equação da tendência linear, que relaciona a tensão com o valor de pressão.

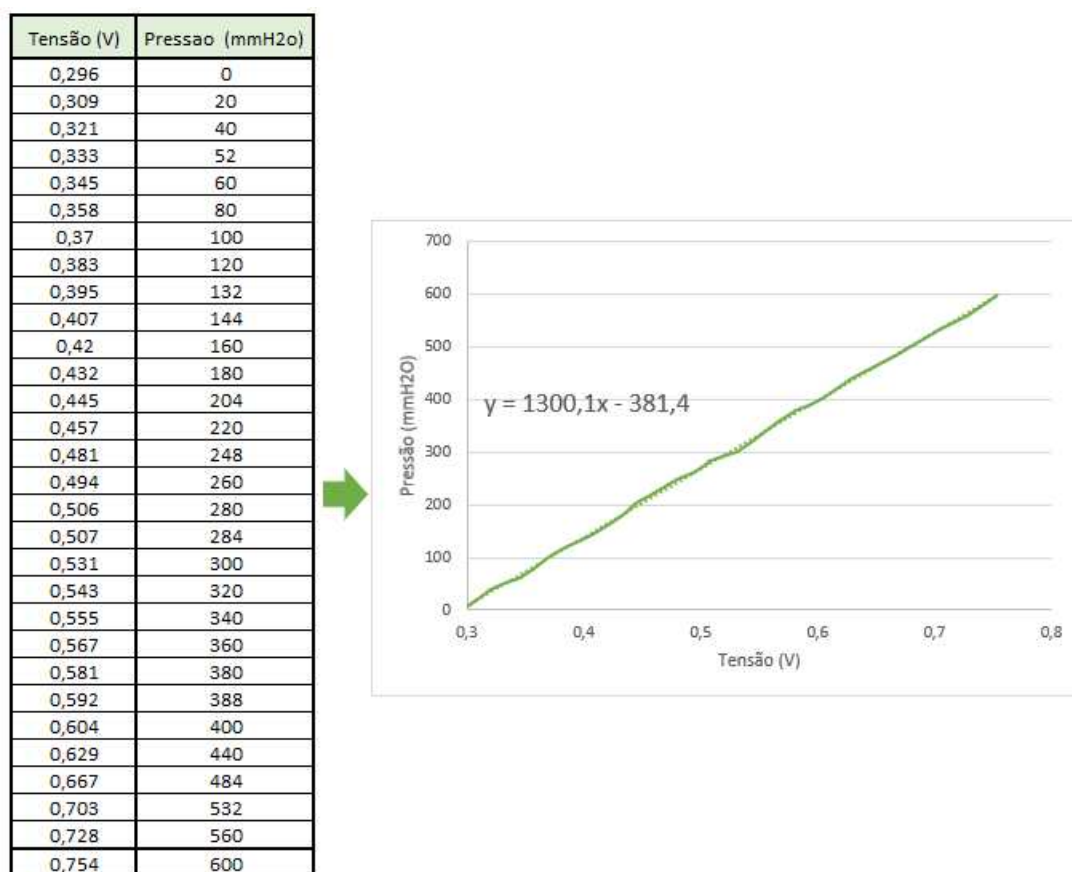


Figura 4-8: Obtenção da equação que relaciona a tensão com a pressão.

Por último implementou-se no TIA Portal, a equação obtida com recurso à linguagem SCL, como mostrado na Figura 4-9.

```
Network 1: *****Associar o sinal de tensão do sensor de pressão à pressão em cmH2O*****
Comment
1 IF #Upressão >= 0 & #Upressão <= 0.754 THEN
2
3     #Pressão := (1300.1 * #Upressão - 381.4);
4
5 ELSE
6     IF #Upressão < 0 & #Upressão > 0.754 THEN
7
8         #PressãoErro := 1;
9
10    END_IF;
11 END_IF;
```

Figura 4-9: Implementação da equação do sensor de pressão no TIA Portal.

4.5 Programação do motor de passo do AMBU

O motor de passo do AMBU é responsável por executar o trabalho mecânico relativo à compressão e descompressão do balão do AMBU, para que seja possível fornecer ciclos de ventilação mecânica ao paciente. Com o intuito de facilitar a programação responsável pelo controlo automático do ventilador, no ambiente de programação do PLC TIA Portal, elaborou-se o *grafcet* presente no Apêndice C.

Quando o profissional de saúde pressionar o botão de *start* da HMI, e todos os parâmetros (volume, frequência respiratória, tempo de inspiração, PEEP) se encontrarem dentro das gamas corretas, o motor de passo irá referenciar-se. O motor para se referenciar recua até ao fim de curso e, de seguida, avança até à posição de descanso, sendo esta posição é predefinida nos parâmetros de manutenção do ventilador. Caso ocorra algum erro a recuar como, por exemplo, o fim de curso não ter detetado a posição do veio do motor, este irá recuar novamente até ser ativo o fim de curso. O motor também se irá referenciar após um determinado número de ciclos predefinidos.

Posteriormente, o motor irá avançar até uma posição, designada de “PosFinal”, que depende do volume definido pelo profissional de saúde. A velocidade de avanço depende da frequência respiratória e do tempo de inspiração introduzidos. Após o motor se encontrar na posição “PosFinal”, irá permanecer aí durante um determinado tempo correspondente à pausa inspiratória. Conclui-se assim a fase inspiratória.

Após terminar a inspiração, o motor irá recuar novamente até à posição de descanso com uma velocidade que depende dos parâmetros (tempo de inspiração e frequência respiratória) introduzidos na HMI, permitindo assim ao paciente expirar. Caso ocorra algum problema e o motor recue até ao fim de curso, ele irá avançar novamente até à posição de descanso. Antes

de voltar novamente a comprimir o balão até à “PosFinal”, permitindo ao paciente inspirar, o motor espera um determinado tempo (pausa inspiratória).

Quando for pressionado o botão de *stop*, o motor de passo para, deixando assim de fornecer ciclos respiratórios ao paciente.

O motor de passo também pode ser comandado manualmente para efeitos de manutenção, isto é, através de movimentos *jog* e relativos que podem ser fornecidos quer localmente (HMI), quer à distância (página *web*).

4.6 HMI

A HMI permite ao utilizador comandar e monitorizar o ventilador em tempo real. No menu principal encontram-se dois modos de acesso: o modo de manutenção e o modo auto. Para aceder a qualquer um destes modos é necessário introduzir o nome de utilizador e palavra-passe, como mostra a Figura 4-10. Neste caso foi criado um utilizador administrador, que tem acesso aos dois modos e um outro utilizador que tem apenas acesso ao modo auto. Sempre que se volte, por alguma razão, ao menu principal é necessário reintroduzir o nome de utilizador e palavra-passe.

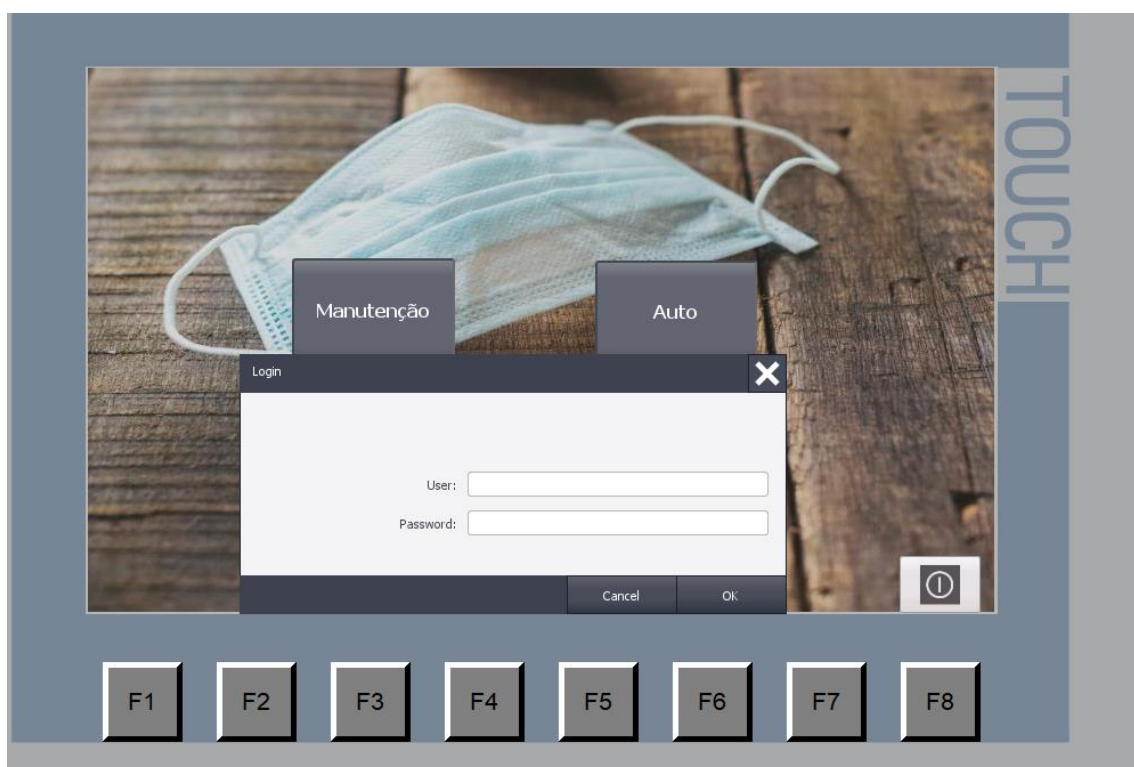


Figura 4-10: Solicitação do utilizador e palavra-passe na HMI.

No Apêndice E é possível observar os ecrãs mais representativos criados para a HMI, onde se incluem os ecrãs criados para o modo auto que se referem seguidamente:

- Visão Geral – Este ecrã possibilita a visualização dos valores atuais de fluxo, pressão, frequência respiratória, tempo de inspiração e PEEP. Também permite visualizar graficamente os dados de fluxo e pressão. Neste ecrã é possível proceder ao *start* e *stop* do ventilador, introduzir os diversos parâmetros (volume, frequência respiratória, tempo de inspiração, PEEP, e-mail) e fazer *reset* a estes parâmetros. Quando é feito *reset* os parâmetros retornam aos valores predefinidos.

Caso o ventilador esteja em funcionamento e for introduzido um parâmetro inválido, este continua a funcionar com os parâmetros anteriores, não assumindo o parâmetro inválido. Também aparece uma animação na HMI a avisar que o parâmetro é inválido ou que ocorreu algum erro. Na Figura 4-11 visualiza-se uma animação a indicar que o parâmetro tempo de inspiração é incorreto, por não se encontrar na gama de valores adequados;

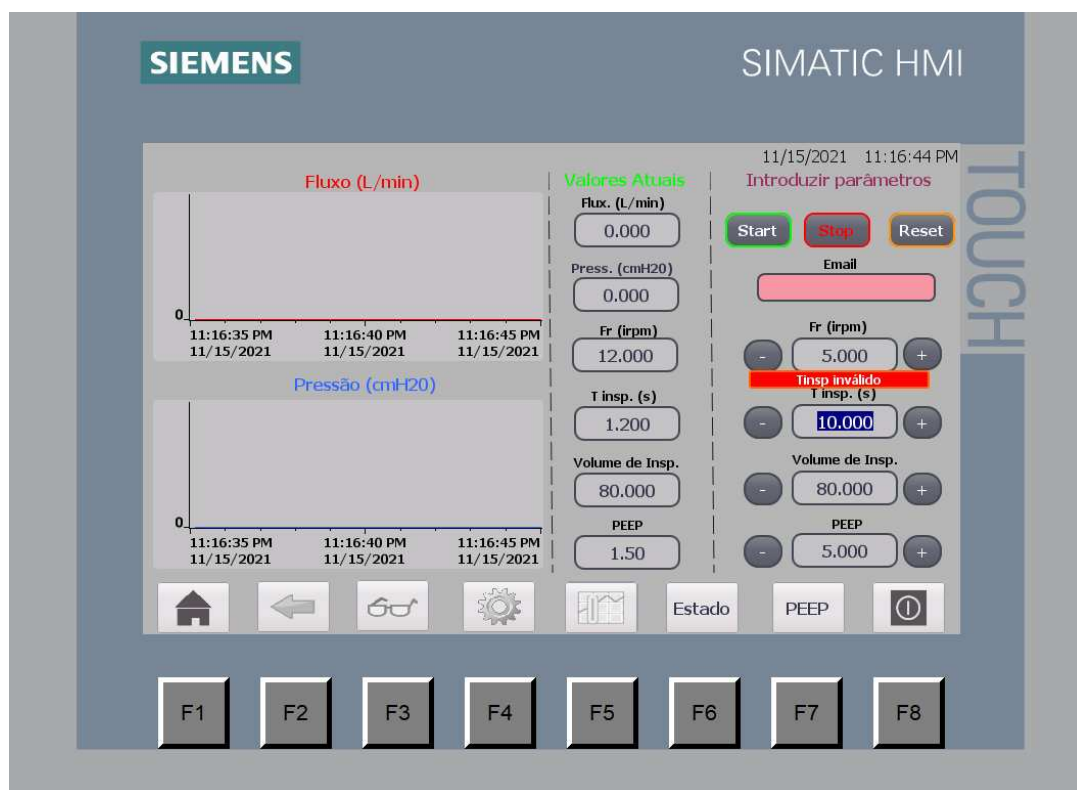


Figura 4-11: Aviso na HMI de parâmetro inválido.

- Visão Geral Monitorização – Este ecrã é idêntico ao Visão Geral, com a exceção de não se poderem introduzir parâmetros nem enviar comandos de *start*, *stop* e *reset*. Possui a vantagem de visualizar o estado atual do ventilador e da válvula PEEP. O objetivo da sua criação é por motivo de segurança, pois passado algum tempo do profissional de saúde enviar comandos, este ecrã surge no lugar do da Visão Geral.

Caso se pretenda enviar novamente comandos é necessário reintroduzir a palavra-passe, isto impede que alguém não autorizado introduza parâmetros voluntariamente ou não, colocando em risco a vida do paciente que está a ser ventilado;

- Dados Sensores – Este ecrã permite visualizar os dados dos sensores (fluxo e pressão) num gráfico multi-eixo que ocupa grande parte do ecrã da HMI, possibilitando uma melhor monitorização gráfica dos valores de fluxo e pressão;
- Estado – Aqui é possível ao operador monitorizar o valor atual do fluxo e pressão, por meio de um gráfico de barras animado e de um visor. Também possibilita, com a ajuda de animações, monitorizar o estado atual do ventilador e válvula PEEP;
- Dados Paciente – Este ecrã possibilita ao profissional de saúde colocar parâmetros relevantes acerca do utente, tais como: número de utente, peso, altura e idade. Caso estes dados sejam inválidos irá aparecer uma informação a avisar e não permite que o ventilador funcione.

Para o modo manutenção decidiu-se criar os seguintes ecrãs:

- Menu Manutenção – Possibilita ao técnico de manutenção escolher se quer interagir com o ventilador em modo manual, modo auto manutenção ou efetuar testes à válvula PEEP.
- Modo Manual Manutenção – Este ecrã criou-se com o intuito de possibilitar o comando do motor de passo do AMBU com movimentos *jog* e relativos. Também permite ver o estado do motor através de uma animação criada. Se o ventilador estiver a funcionar em modo auto aparece uma animação com essa informação.
- Modo Auto Manutenção – Este modo é composto por seis ecrãs:
 - Visão Geral Manutenção;
 - Dados Sensores Manutenção;
 - Estado Manutenção;
 - Dados Paciente Manutenção;
 - Parâmetros Manutenção;
 - Teste Válvula PEEP.

Os 4 primeiros são idênticos aos ecrãs do modo auto, abordados anteriormente, com a exceção de que no ecrã “Visão Geral Manutenção” é possível o envio de comandos, uma vez que, entende-se que no modo manutenção o ventilador está somente em testes e nunca se encontrará interligado com um paciente.

O ecrã “Parâmetros Manutenção” permite a introdução dos parâmetros que são possíveis introduzir no ecrã Visão Geral Manutenção (volume, frequência respiratória, tempo de inspiração, PEEP, e-mail) e outros parâmetros mais específicos do próprio ventilador como a posição de descanso, a pausa inspiratória ou tempo de *plateau*, a pausa expiratória, o número de registo de dados e a periodicidade com que o motor de passo do AMBU e da válvula PEEP se irão referenciar. Caso ocorra algum erro ou algum parâmetro seja inválido, irá aparecer neste ecrã uma animação com essas informações.

- Teste Válvula PEEP – É possível aceder a este ecrã através dos ecrãs “Menu Manutenção” e “Modo Auto Manutenção”. Este ecrã permite controlar o motor de passo da válvula PEEP com movimentos *jog* e relativos, introdução de parâmetros para o controlo PID, visualizar o estado atual da válvula PEEP e animações com avisos ou erros relevantes.

4.7 Válvula PEEP

A válvula PEEP tem o objetivo de manter uma pressão final positiva predeterminada no final da expiração. A aplicação da PEEP (*Positive End-Expiratory Pressure*) tem como objetivo reduzir os distúrbios das trocas gasosas, permitindo a administração aos pacientes de uma fração inspirada de oxigénio. Como referido anteriormente, quando não se aplica a pressão PEEP e a pressão no final da expiração toma o valor de zero, designa-se de ZEEP (*Zero End-Expiratory Pressure*). Nesta situação uma parte dos alvéolos dos pulmões ficam colapsados no final da expiração, o que torna mais difícil ventilar o paciente. Portanto, a pressão PEEP irá evitar lesões pulmonares, pois evita a abertura e fecho cíclico dos alvéolos. No entanto, a aplicação de uma pressão PEEP excessiva irá manter grande parte dos alvéolos abertos fazendo com que estes sejam pouco ventilados, o que resultará também em lesões pulmonares [30], [50], [51].

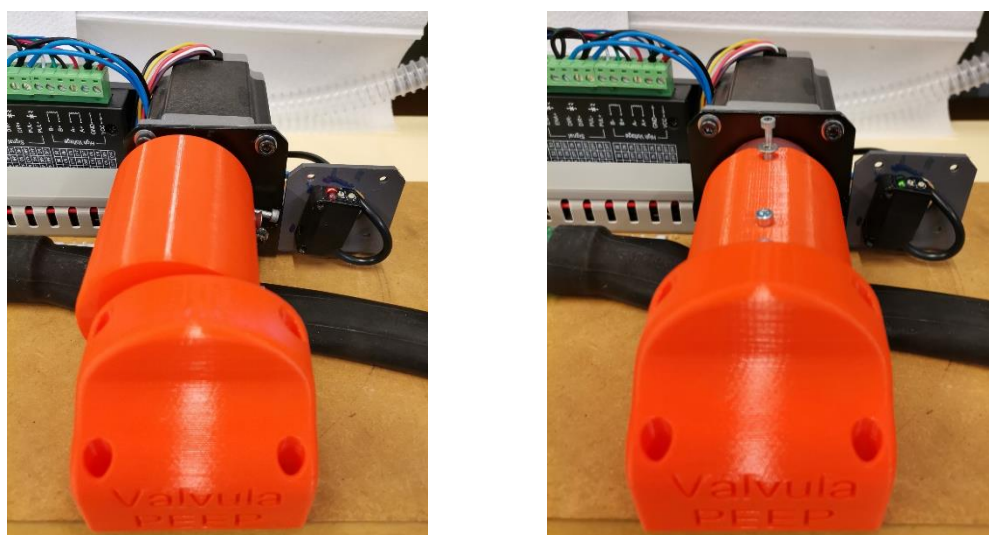
Alguns autores defendem que na ventilação de pulmões saudáveis deve-se aplicar um nível baixo de PEEP (3 a 5 cmH₂O), designado de “PEEP Fisiológico”. Ao ventilarem-se pulmões com baixa complacência, poderão ser necessários valores mais elevados de PEEP [30].

4.7.1 Descrição de funcionamento da válvula PEEP

Dada a importância da válvula PEEP na ventilação mecânica, optou-se por desenvolver uma válvula PEEP elétrica. Esta consiste num motor de passo com um excêntrico, que irá comprimir e descomprimir uma câmara de ar, mantendo uma pressão positiva predeterminada no final da expiração.

Com o intuito de facilitar a programação da válvula PEEP no TIA Portal, efetuou-se o *grafcet* que se apresenta no Apêndice C.

O profissional de saúde ao pressionar o botão de *start* na HMI ou após um determinado número de ciclos respiratórios predefinidos, o motor de passo da válvula PEEP referencia-se. Para tal, o veio do motor de passo irá rodar até ativar o sensor ótico e, posteriormente, fechar a válvula PEEP, gravando e assumindo esta posição como “PosDesc”. Este procedimento ilustra-se na Figura 4-12.



a) Motor a referenciar-se.

b) Fecho da válvula PEEP(“PosDesc”).

Figura 4-12: Referenciação e fecho da válvula PEEP.

Quando o ventilador se encontra na fase inspiratória, a válvula PEEP fecha-se, comprimindo na totalidade a câmara de ar. Já na fase expiratória, a válvula PEEP é acionada por um controlador PID, com base no valor de pressão PEEP desejado e no valor de pressão atual.

4.7.2 Controlador PID

O controlador PID é bastante utilizado hoje em dia, verificando-se que os seus três termos de controlo (Proporcional, Integral e Derivativo) respondem à maioria dos problemas de controlo.

O termo proporcional responde de forma imediata ao erro, no entanto não garante a precisão do valor desejado. Um ganho proporcional elevado, dependendo do sistema que se está a controlar, pode conduzir a uma instabilidade do sistema. Assim, de uma forma geral a parte proporcional permite acelerar a resposta do sistema, de forma a se aproximar do valor desejado [52], [53].

A conjugação da ação proporcional com a ação integral permite a eliminação do erro em regime estacionário. Caso o ganho integral seja baixo, o sistema torna-se lento, por outro lado, se o ganho for muito elevado o sistema pode tornar-se instável [52], [53].

A parte derivativa no controlo PID tem o objetivo de eliminar as oscilações fornecendo uma correção antecipada do erro, melhorando assim a estabilidade do sistema. Esta ação pode resultar numa diminuição do tempo de resposta, portanto deve ser utilizada de forma criteriosa em sistemas que necessitem de uma resposta rápida [52], [53].

Decidiu-se utilizar somente o controlo PI, sem a ação derivativa, recorrendo-se ao bloco de função “PID_Compact”, disponível no TIA Portal. A Figura 4-13 mostra a parametrização deste bloco no projeto do ventilador.

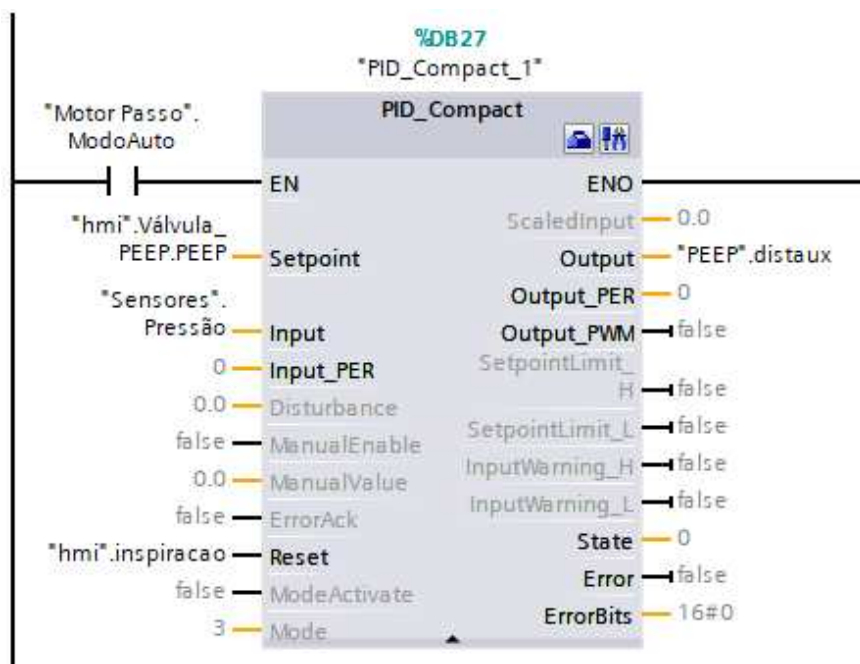


Figura 4-13: "PID_Compact".

O bloco “PID_Compact” irá ler o valor de processo, que neste caso é a pressão, e compara-o com o *setpoint*/valor desejado, definido nos parâmetros do ventilador via HMI. De acordo com a diferença entre o valor desejado e o valor medido, o controlador calcula um valor de saída com o intuito de se obter o valor de pressão pretendido no final da expiração. O valor à saída do controlador irá ditar a posição do motor de passo. Este bloco funciona com base no algoritmo presente na Figura 4-14.

$$y = K_p \left[(b \cdot w - x) + \frac{1}{T_i \cdot s} (w - x) + \frac{1}{a \cdot T_D \cdot s + 1} (c \cdot w - x) \right]$$

Symbol	Description
y	Output value of the PID algorithm
K_p	Proportional gain
s	Laplace operator
b	Proportional action weighting
w	Setpoint
x	Process value
T_i	Integral action time
T_D	Derivative action time
a	Derivative delay coefficient (derivative delay $T1 = a \times T_D$)
c	Derivative action weighting

Figura 4-14: Algoritmo do bloco "PID_Compact" [54].

No ecrã “Teste Válvula PEEP” da HMI é possível ajustar os parâmetros do bloco “PID_Compact”, visualizar o valor de pressão atual e o pretendido e controlar manualmente a válvula PEEP. A Figura 4-15 apresenta o ecrã criado na HMI para este efeito.

Os parâmetros possíveis de introduzir na HMI são os seguintes:

- “Gain” – Ganho proporcional;
- “Ti” – Ganho integral;
- “Td” – Ganho derivativo;
- “TdFiltRatio” – Filtro da ação derivativa;
- “PWeigthing” – Peso da ação proporcional;
- “DWeighting” – Peso da ação derivativa;
- “Cycle” – Tempo de ciclo do controlador PID.

No entanto, os parâmetros respeitantes à ação derivativa não se utilizaram, visto que se implementou apenas o controlo PI, pois a variável controlada (pressão) não apresentava oscilações no seu comportamento que justificasse a ação derivativa.

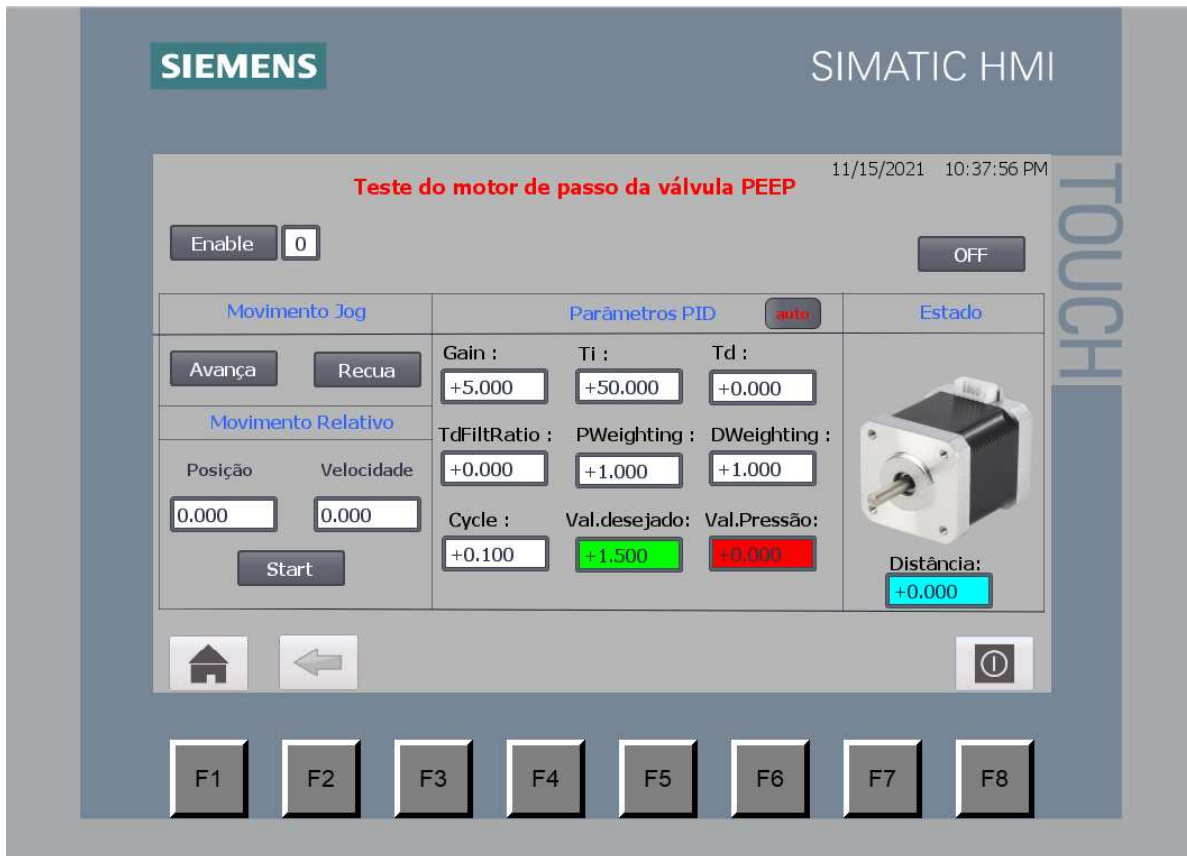


Figura 4-15: Introdução dos parâmetros "PID_Compact" via HMI.

4.8 Página Web

Foi elaborada uma página *web* com o objetivo de se poder monitorizar e controlar o ventilador elétrico à distância. Através desta, só é possível o envio de determinados comandos que não interfiram com a segurança da ventilação.

A página *web* criada irá ficar alojada no próprio servidor do PLC e é constituída por um menu responsivo e adaptativo, que permite ao utilizador navegar. Como mostrado na Figura 4-16, o utilizador pode escolher através do menu, se pretende permanecer na página inicial, monitorizar o ventilador elétrico ou enviar comandos para este.



Figura 4-16: Menu da página *web*.

A opção “Monitorização” é composta por duas secções. A primeira secção, apresentada na Figura 4-17, mostra a data/hora atual e permite visualizar graficamente os valores de fluxo e pressão. Este gráfico é atualizado em tempo real e permite ao utilizador ocultar os dados do fluxo e/ou pressão. Permite também visualizar uma etiqueta com o valor de pressão e fluxo no ponto onde se coloca o rato, permitindo assim uma melhor interatividade com o utilizador.

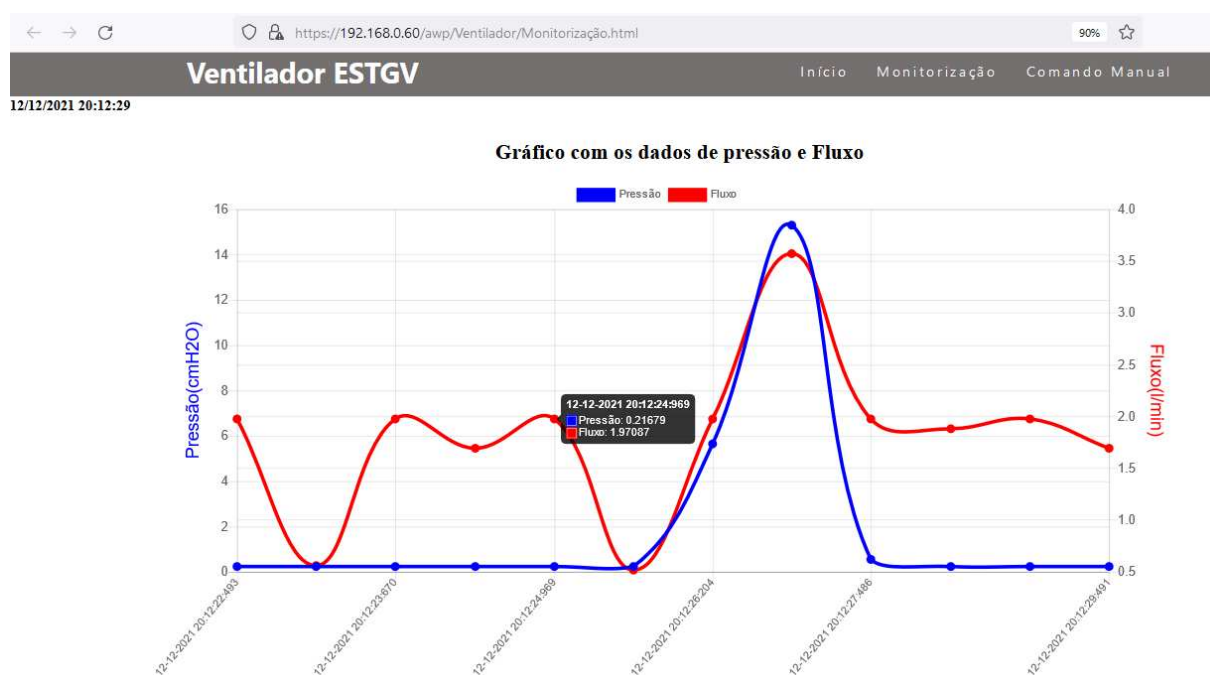


Figura 4-17: Primeira secção da página *web* “Monitorização”.

Na segunda secção, mostrada na Figura 4-18, é possível observar o valor atual de fluxo e pressão, o estado do ventilador e da válvula PEEP, os parâmetros atuais do ventilador, entre outras informações. Esta secção tem também a opção de voltar para o topo da página, ou seja, para a primeira secção, para isso pressiona-se o botão designado por “Top”.

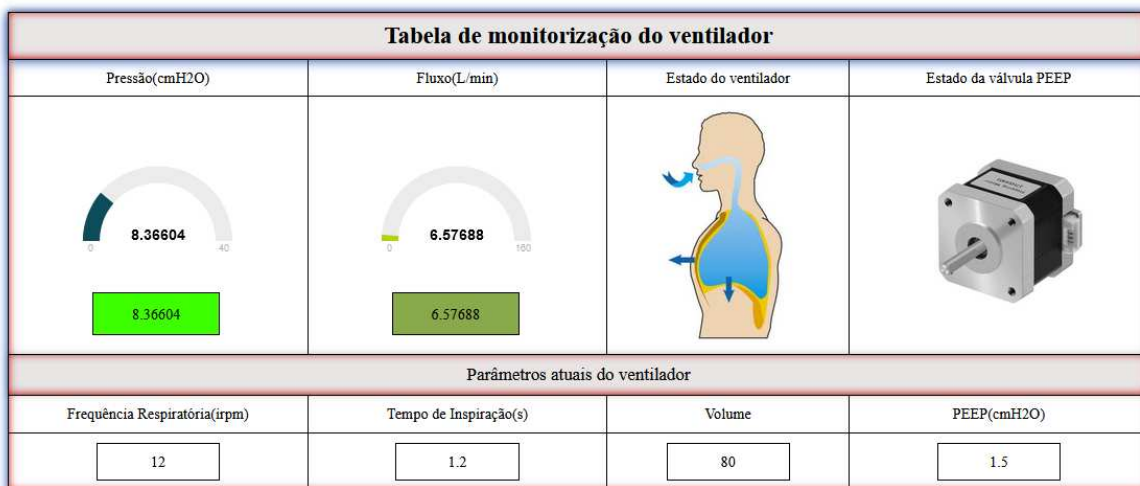


Figura 4-18: Segunda secção da página web “Monitorização”.

Na opção “Comando Manual”, mostrado na Figura 4-19, é possível ativar o comando “via web” e serão mostradas informações relevantes acerca do ventilador. Se este comando for escolhido e o ventilador estiver a ser comandado localmente, aparecerá um aviso a informar que não irá ser possível a execução deste comando.

Com a ativação do comando “via web” o utilizador fica habilitado a comandar tanto o motor do AMBU como o da válvula PEEP, através de movimentos jog e relativos. É ainda possível a visualização do estado do ventilador e da válvula PEEP com recurso a animações.

The screenshot displays a web browser window with the URL `https://192.168.0.60/awp/Ventilador/Comando_Manual.html`. The page title is "Ventilador ESTGV" and it includes navigation links for "Início", "Monitorização", and "Comando Manual".

The interface is divided into several sections:

- Ativar comando via web:** A toggle switch is currently set to "ON".
- Informações:** A message states "Funcionamento do Ventilador em Modo Auto" and "Não é possível ativar comando via web!".
- Comando do motor de passo do Ambu:**
 - Movimento Jog:** Includes buttons for "Avancar(Inspiracao)", "Recurar(Expiracao)", and a dropdown menu for "Escolher velocidade" with an "ok" button.
 - Movimento Relativo:** Includes input fields for "Posição:" and "Velocidade:", and a "Start" button.
 - Estado:** Features a diagram of a human head and torso showing the respiratory system with arrows indicating air flow.
- Comando do motor de passo da válvula PEEP:**
 - Movimento Jog:** Includes buttons for "Avancar", "Recurar", and a dropdown menu for "Escolher velocidade" with an "ok" button.
 - Movimento Relativo:** Includes input fields for "Posição:" and "Velocidade:", and a "Start" button.
 - Estado:** Features a photograph of a stepper motor.

Figura 4-19: Página *web* "Comando Manual".

Para a transferência de dados entre o PLC e a página *web* recorreu-se à utilização do "WebCom" mostrado na Figura 4-20. Este método permite um desempenho elevado na comunicação de dados entre o PLC (servidor) e a página *web* do cliente. Nesta abordagem, os dados são convertidos individualmente para *string* e estas são concatenadas numa *string* final que é enviada, evitando assim a transferência de dados de forma individual.

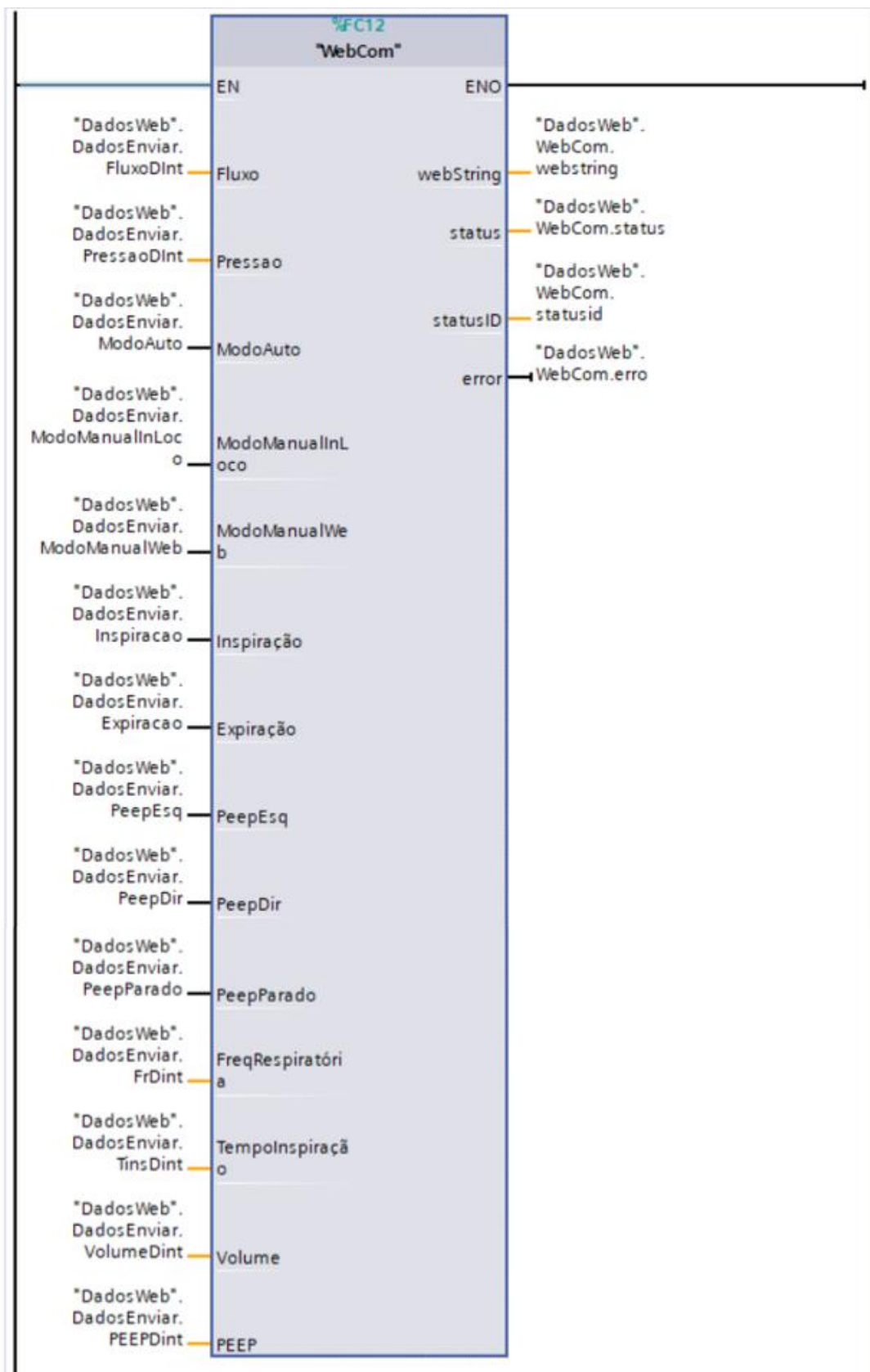


Figura 4-20: "WebCom".

Para a troca de dados entre o PLC e a página *web* recorreu-se à utilização do ficheiro JavaScript “S7_framework.js”, disponibilizado pelo fabricante do PLC, que contém funções para AJAX, JSON, identificação do tipo de CPU do PLC, tratamento de erros no processamento de dados, entre outras.

O AJAX (*Asynchronous JavaScript and XML*) é utilizado com o objetivo de tornar mais rápida a transferência de dados e evitar que a página *web* inteira tenha de ser atualizada cada vez que se pretende receber ou enviar dados.

O JSON (*JavaScript Object Notation*) tem o objetivo de estruturar e processar os dados de *strings* e transmiti-los de um sistema para o outro, com aplicações cliente-servidor ou, como neste caso, através de pedidos AJAX [55], [56].

Utilizou-se um ficheiro “.json” com o intuito de ler/escrever a *string* final concatenada, utilizando as funções da biblioteca “S7_framework.js”. Os dados serão por último processados em JavaScript, para que possam ser mostrados na página *web* ou enviados desta para o PLC. A Figura 4-21 mostra um exemplo da codificação presente neste ficheiro “.json”, em que [55]:

- “val” corresponde à *string* final concatenada que se pretende ler.
- “len” descreve o comprimento da variável (tipo de variável) e deve-se colocar o seguinte para cada variável presente na *string*:
 - 1 corresponde a variáveis do tipo “BOOL” (1 bit);
 - 2 corresponde a variáveis do tipo “BYTE” (8 bits);
 - 4 corresponde a variáveis do tipo “INT” /” WORD” (16 bits);
 - 8 corresponde a variáveis do tipo “DINT” /” DWORD” / “REAL” (32 bits);
 - 16 corresponde a variáveis do tipo “LINT” /” LWORD” / “LREAL” (64 bits).
- “typ” descreve o tipo de variável definido no ficheiro “S7_framework.js”, onde:
 - 0 para variáveis do tipo “BOOL”;
 - 1 para variáveis do tipo “UINT”;
 - 2 para variáveis do tipo “INT” / “DINT”;
 - 3 para variáveis do tipo “REAL”;
 - 4 para variáveis do tipo “LREAL”;
 - 5 para variáveis do tipo “STRING”.
- “str” é utilizado para carregar variáveis que não foram convertidas para *string*.

```
16 {
17   "val" : ":=DadosWeb.WebCom.webstring:",
18   "len" : "8;8;1;1;1;1;1;1;1;8;8;8;8",
19   "typ" : "2;2;0;0;0;0;0;0;0;2;2;2",
20   "str" : ""
21 }
```

Figura 4-21: Informações para leitura da *string* final concatenada.

4.9 OPC UA

O objetivo deste subcapítulo é mostrar que o PLC permite a comunicação via OPC UA. Neste projeto os dados a partilhar são o fluxo e a pressão, com o intuito destes dados serem adquiridos por um cliente OPC UA. Neste caso vai-se utilizar o Matlab como cliente e os dados serão mostrados graficamente no Simulink.

4.9.1 Visão geral

O OPC UA (*Open Platform Communication Unified Architecture*), tal como a tecnologia OPC, é um protocolo que permite a troca de dados sem interrupção de comunicação e possibilita a troca de informação contínua entre dispositivos de diferentes fabricantes. O OPC UA pode ser entendido como um padrão de comunicação baseado no modelo cliente-servidor e tem a vantagem de ser uma arquitetura unificada para todos os sistemas operativos (Windows, Linux, Android, etc.). Tal não acontecia no OPC que era orientado apenas para plataformas Windows. O protocolo OPC UA implementa segurança de dados, normalização e inteligência descentralizada [57]. Este protocolo é recomendado para a implementação das comunicações entre equipamentos no âmbito da Indústria 4.0, que é um objetivo a atingir atualmente no meio industrial.

4.9.2 Aplicação do OPC UA no projeto do ventilador elétrico

Para se utilizar o OPC UA é necessário que o PLC possua, no mínimo, um *firmware* V4.4 e que se utilize a plataforma TIA Portal V16.

Para se configurar o PLC S7-1200 como servidor OPC-UA são necessários os seguintes passos [58]:

1. Ativar o OPC UA *server* nas propriedades do PLC;
2. Evitar que qualquer cliente OPC UA se conecte sem ser necessário nenhum tipo de segurança;
3. Habilitar a licença do OPC;
4. Criação de um Bloco de dados (DB) com os dados que se pretendem partilhar;
5. Criação da interface OPC.

Estes passos encontram-se descritos de forma mais detalhada no Apêndice F.

Para se testar a comunicação com um cliente OPC UA utilizou-se o *software* UaExperts. A utilização deste *software* é importante para se verificar o *Node*, o ID (*Identity*) e o nome das variáveis, pois serão necessários no Matlab. Na Figura 4-22 é possível visualizar a recepção dos dados no cliente OPC UA, o *Node*, o nome e o ID das variáveis.

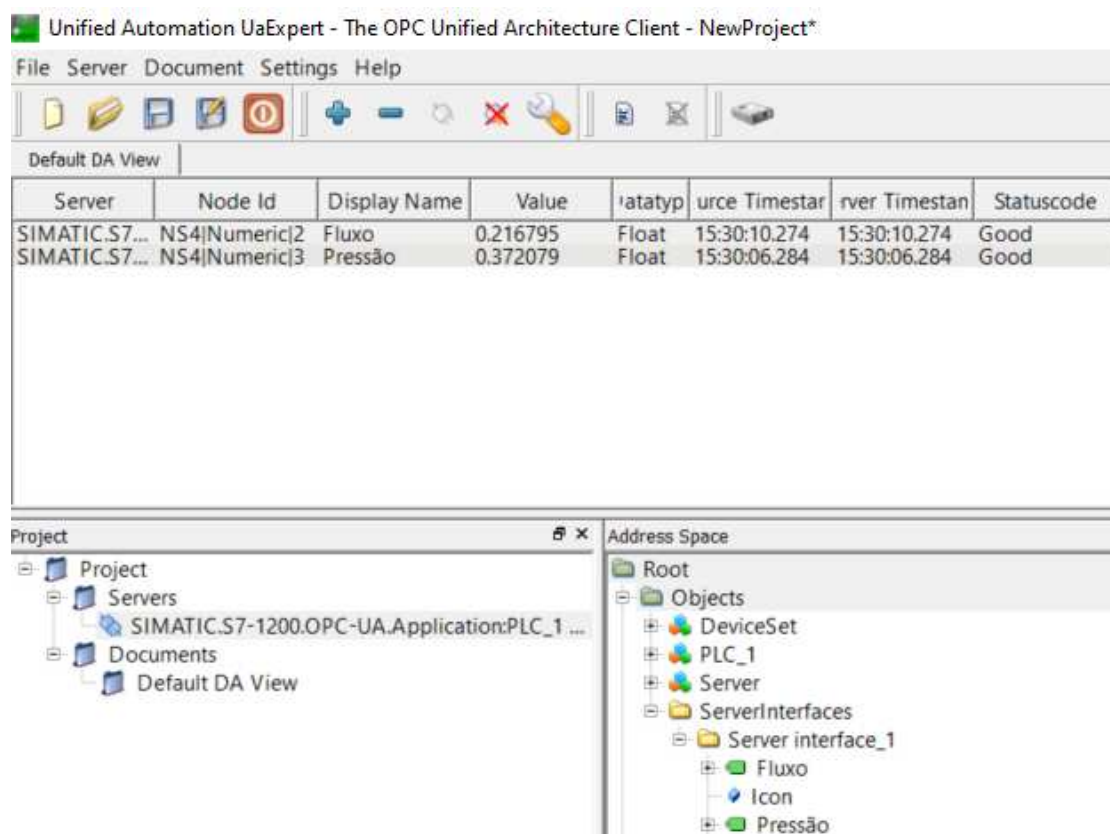


Figura 4-22: Cliente OPC UA no UaExpert.

Por último foi criado um cliente OPC UA no Matlab, com o mesmo endereço IP (*Internet Protocol*) e porto configurados no PLC. Foi elaborada uma função no Matlab, designada de “ReadOPCFunc”, onde se cria o cliente OPC UA e se acede às variáveis pretendidas, com o intuito de no Simulink se ler esta função e visualizar graficamente as variáveis.

A Figura 4-23 mostra a conexão e desconexão manual ao servidor OPC UA, bem como a recepção do valor de fluxo e pressão ao se colocar a correr a função no Matlab. A Figura 4-24 apresenta o gráfico com os valores de fluxo e pressão que é possível visualizar no Simulink.

```
Command Window
>> uaClient = opcua('192.168.0.60',4840)

uaClient =

OPC UA Client SIMATIC.S7-1200.OPC-UA.Application:PLC_1:
    Hostname: 192.168.0.60
    Port: 4840
    Timeout: 10
    Status: Disconnected

Client functions
>> connect(uaClient)
>> serverNodes=browseNamespace(uaClient)

serverNodes =

Empty OPC UA Node object.

>> disconnect(uaClient)
>> ReadOPCFunc

ans =

    0.2168    0.3721

fx >> |
```

Figura 4-23: Recepção dos valores de fluxo e pressão no Matlab.

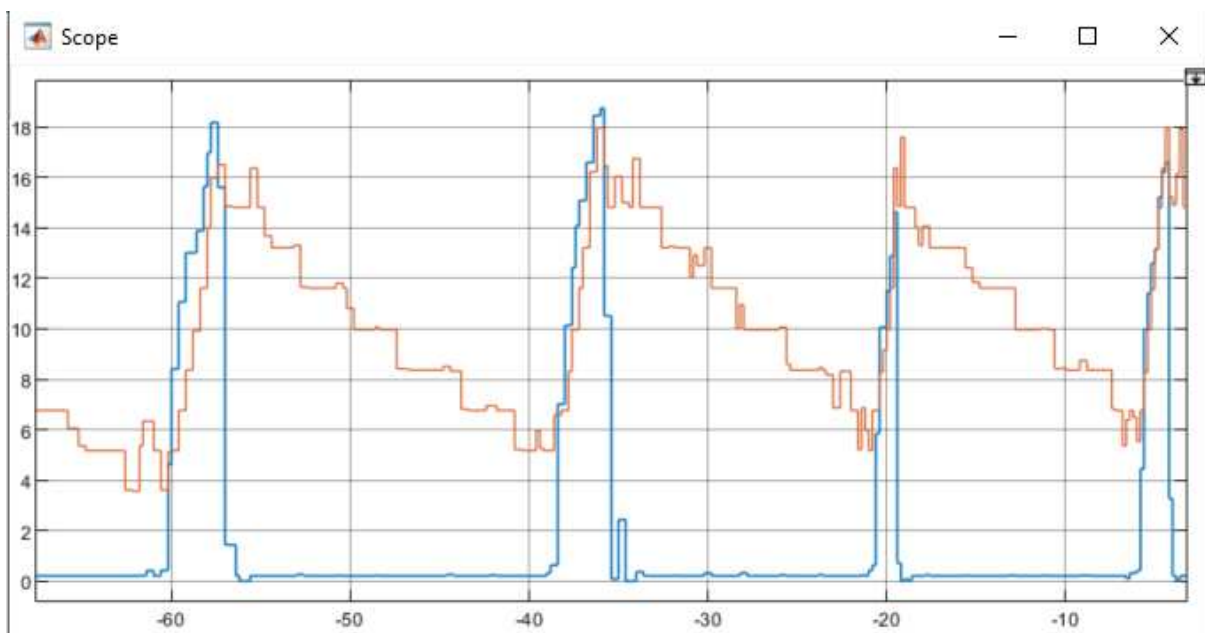


Figura 4-24: Gráfico com os valores de fluxo e pressão no Simulink.

Alternativamente, podia-se ter utilizado outro cliente OPC UA, como é o caso, por exemplo, do Raspberry PI. Nesta plataforma seria possível aceder aos dados pretendidos, e de seguida alojar a página *web* num servidor também criado no Raspberry. Isto iria possibilitar uma página *web* mais elaborada, quando comparada com a página *web* alojada no servidor do PLC. É de referir que no ambiente Matlab verificou-se que a receção dos dados, através do OPC UA, apresentara um atraso de cerca de um segundo o que se revelou como uma limitação desta abordagem. Neste projeto pretende-se que os dados sejam transferidos de forma mais rápida, de modo a fazer-se a sua análise em tempo real.

Efetuar-se alguns testes recorrendo-se ao mecanismo presente no TIA Portal que permite analisar o tempo de ciclo do PLC. A análise efetuou-se com diferentes funcionalidades ativas no PLC, para assim avaliar a possível influência destas no atraso verificado na comunicação. Face aos resultados obtidos mostrados na Tabela 4-3 pode-se concluir que o mecanismo de comunicação através do OPC UA apresenta um maior atraso. Este facto deve-se à existência de um *overhead* associado a cada variável enviada. Também se verificou que apesar de serem enviadas mais variáveis através do “WebCom”, este apresenta um atraso inferior ao do OPC UA. Conclui-se assim que o *overhead* associado a cada variável do OPC UA é superior ao gerado pelas variáveis a enviar através do “WebCom”, isto porque, a estrutura de dados do OPC UA é mais complexa. A cada variável no OPC UA está sempre associado um nome, um *Node*, um *Id*, o estado, entre outros. Enquanto no “WebCom” a estrutura é elaborada pela pessoa que o programa, tratando-se de uma estrutura feita à medida e cada variável é enviada numa determinada posição de uma *string*.

A Figura 4-25 apresenta o tempo de ciclo com todas as funcionalidades, referidas na Tabela 4-3, ligadas e mostra os tempos de ciclo registados nos testes efetuados.

Tabela 4-3: Resultado dos tempos de ciclo obtidos.

Análise efetuada	Tempo de ciclo (ms)
Todas as cargas ligadas	10
WebCom desligado e todo o restante ligado	8
DataLog desligado e todo o restante ligado	8
OPC UA desligado e todo o restante ligado	6

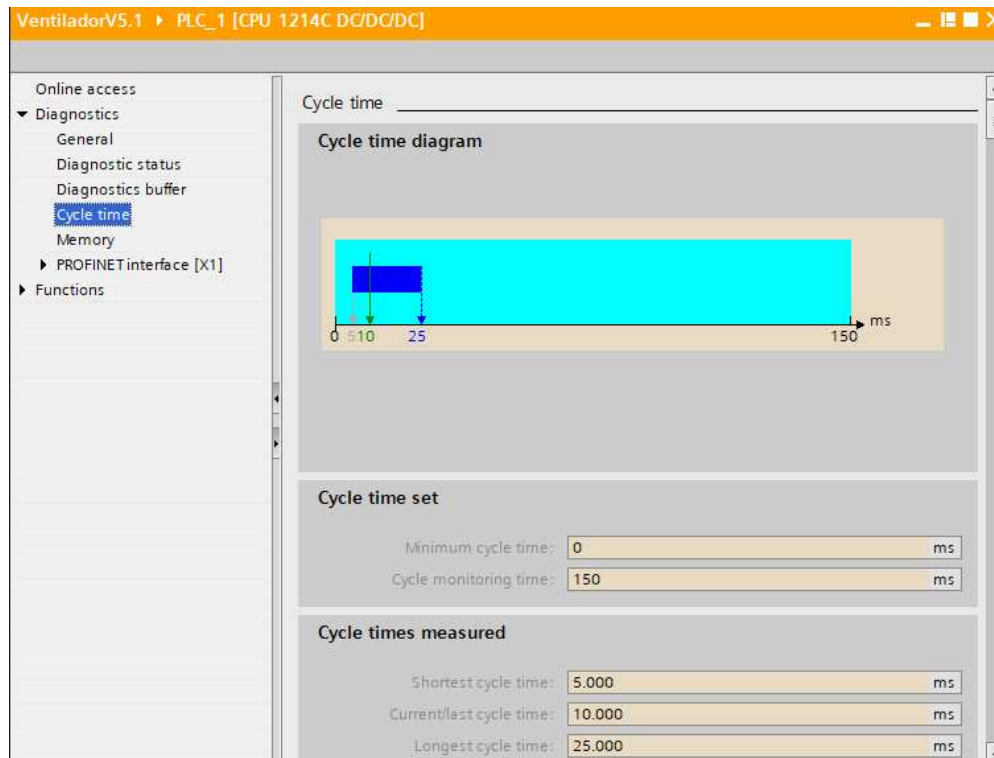


Figura 4-25: Tempo de ciclo analisado no TIA Portal.

4.10 Registo de dados

Efetuuou-se um registo de dados com os valores de pressão e fluxo, bem como a data e hora, para que posteriormente se possa aceder a estes dados, por exemplo, com uma folha de cálculo. O ficheiro de registo de dados será guardado no formato CSV (*Comma-separated values*) na memória interna do PLC, podendo fazer-se download deste ficheiro recorrendo ao servidor *web* do próprio PLC.

O próximo objetivo é enviar o registo de dados por e-mail, quando o ficheiro ficar completamente preenchido.

4.10.1 Função “DataLog1200”

Para efetuar o registo de dados utilizou-se a função “DataLog1200”, desenvolvida pelo fabricante do PLC. Esta função integra as seguintes instruções [59]:

- “DataLogCreate” – É utilizada para criar um novo registo de dados;
- “DataLogOpen” – Aplica-se quando se pretende abrir um registo previamente criado;
- “DataLogWrite” – Inicia a escrita num registo de dados especificado e que já tenha sido aberto;

- “DataLogClear” – Elimina todos os dados de um ficheiro de registo de dados, predefinido;
- “DataLogClose” – Fecha um registo de dados aberto, podendo-se seleccionar qual o registo que se pretende fechar;
- “DataLogDelete” – Utiliza-se para apagar o ficheiro de registo de dados;
- “DataLogNewFile” – É responsável por criar um novo ficheiro de registo de dados, baseado num ficheiro previamente criado.

4.10.2 Implementação da função “DataLog1200” no projeto

Para o funcionamento adequado da função foi necessária a sua parametrização, como se apresenta no Apêndice G.

Neste projeto foram utilizados dois blocos de função “DataLog1200”, os quais se explicam seguidamente:

- O “DataLog1200” associado ao DB "InstDataLogSameFile", mostrado na Figura 4-26, irá coordenar o registo dos dados pretendidos. Quando o número máximo de registos for atingido, o ficheiro começa a ser rescrito, substituindo os dados antigos e guardando os novos dados.
De notar que no parâmetro “header” é colocado o que se pretende que apareça no cabeçalho do ficheiro de registo de dados.

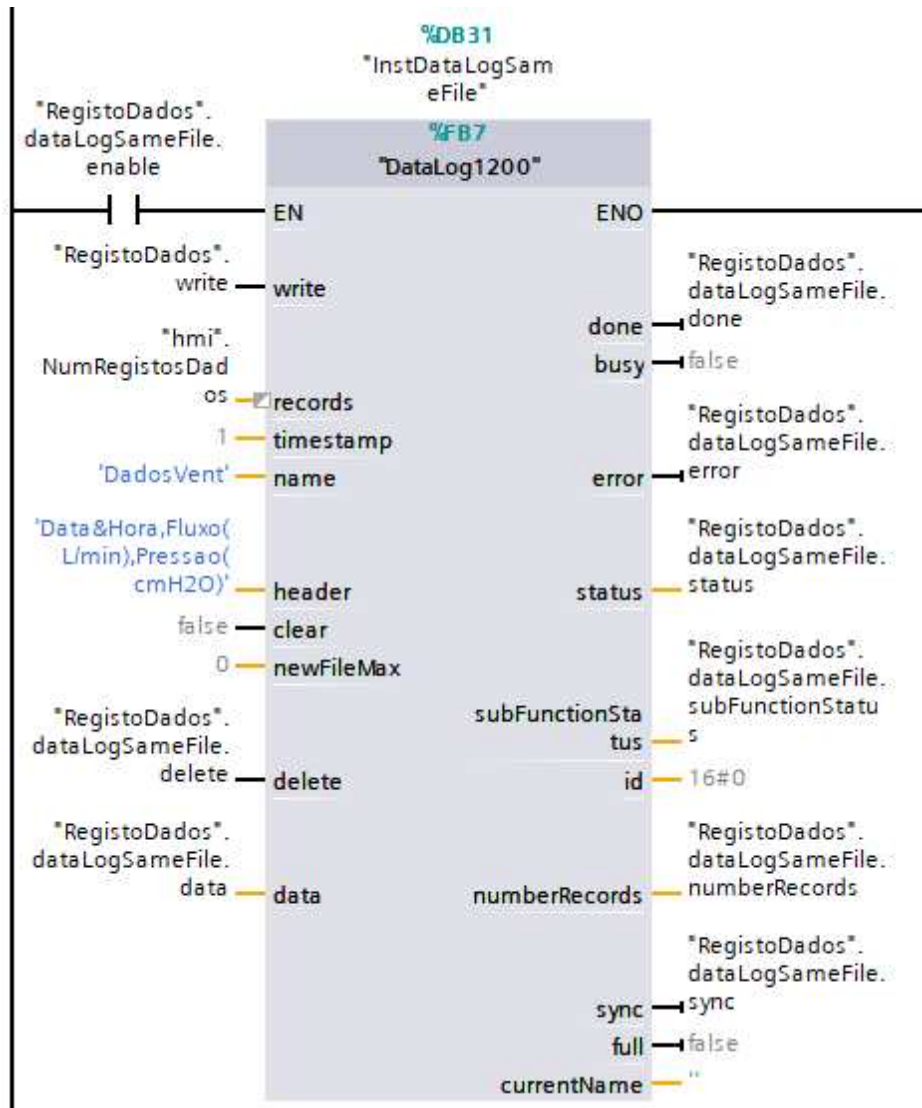


Figura 4-26: “DataLog1200” associado ao DB "InstDataLogSameFile".

- O “DataLog1200” associado ao DB "InstDataLogNewFile", apresentado na Figura 4-27, também irá coordenar o registo dos dados da data e hora, fluxo e pressão. Visto que no parâmetro “newFileMax” se colocou “1”, então quando o número máximo de registos for atingido o ficheiro de registo de dados atual é fechado, começando os dados a serem escritos noutra ficheiro idêntico ao fechado. Isto irá permitir que quando se proceder ao envio de e-mails, o ficheiro que se encontra cheio é enviado em anexo e, entretanto, um novo ficheiro já se encontra a ser escrito.

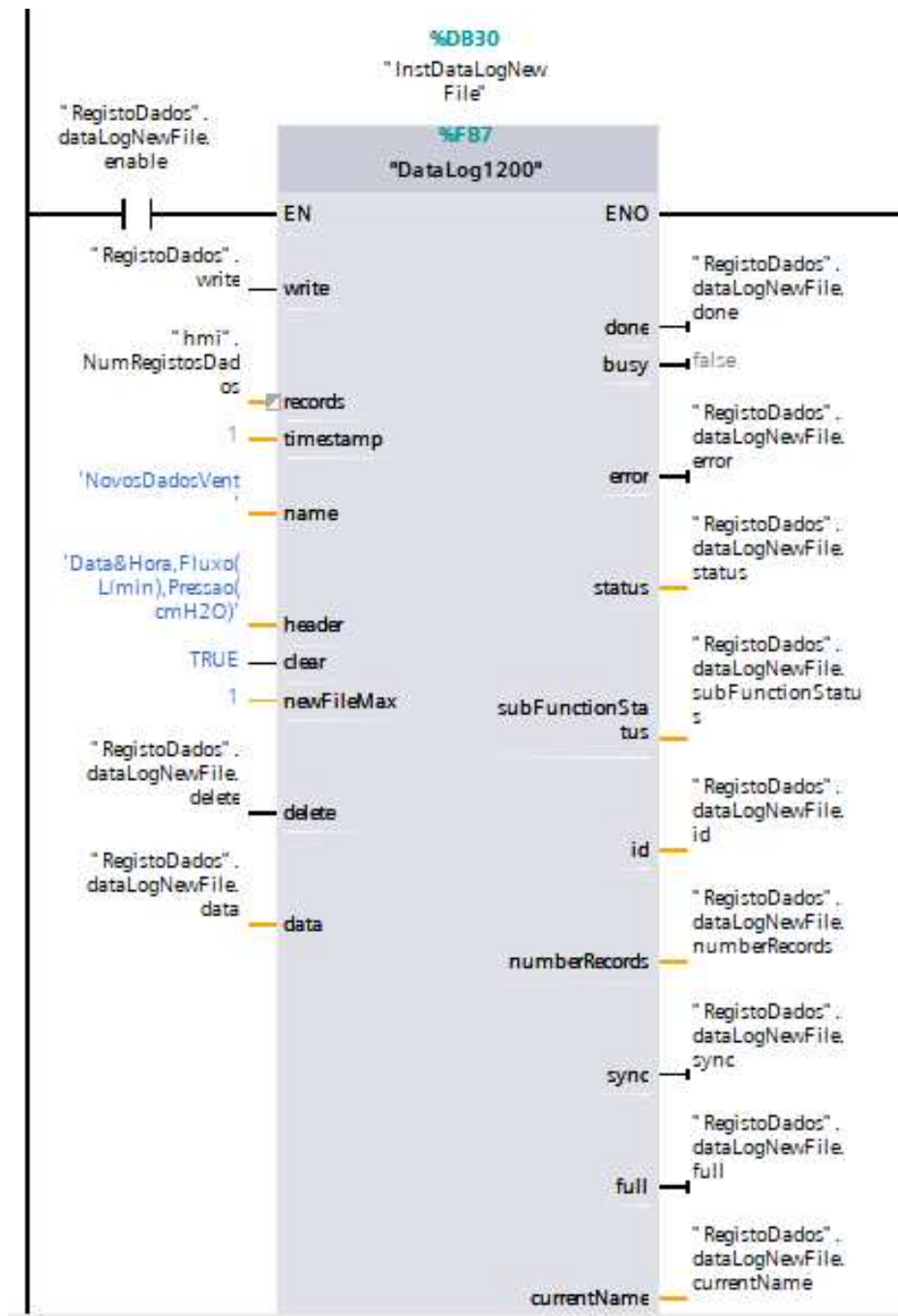


Figura 4-27: “DataLog1200” associado ao DB “InstDataLogNewFile”.

Os dados, neste caso, são escritos de meio em meio segundo, pelo que se recorreu a um impulso com frequência de 2 Hz, mostrado na Figura 4-28.

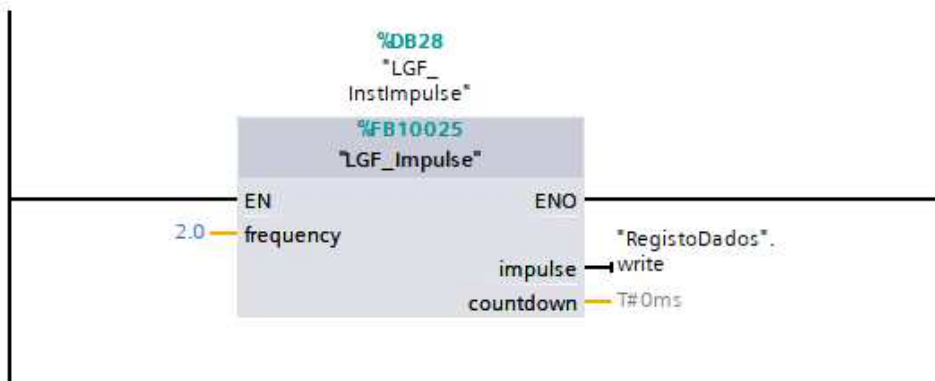


Figura 4-28: Impulso 2Hz.

Após a criação dos ficheiros com o registo dos dados, estes podem ser visualizados e acedidos no servidor *web* do PLC, como apresentado na Figura 4-29.

SIEMENS S7-1200 station_1 / PLC_1

User: Ventilador [Logout](#)

Data Logs

Name	Size	Changed	Active	Delete	Retrie
DadosVent.csv	8860	03:17:08 pm 8/4/2021	Yes	X	
NovosDadosVent.csv	8860	06:38:30 pm 11/11/2021	Yes	X	
NovosDadosVent_1.csv	5956	06:39:06 pm 11/11/2021	Yes	X	

- Start Page
- Diagnosics
- Diagnostic Buffer
- Module Information
- Communication
- Tag status
- Watch tables
- Online backup
- Data Logs**

Figura 4-29: Acesso aos ficheiros de registo de dados no servidor do PLC.

Estes dados poderão ser abertos numa folha de cálculo, para observação dos dados e criação de gráficos, permitindo ao profissional de saúde uma análise mais detalhada, onde verificará se os parâmetros do ventilador necessitam de ser ajustados, de forma a garantir uma melhor ventilação ao paciente. A Figura 4-30 apresenta o ficheiro de registo de dados aberto na folha de cálculo e a Figura 4-31 apresenta graficamente os mesmos valores de fluxo e pressão.

	A	B	C	D	E	F
1	Record	Date	UTC Time	Data&Hora	Fluxo(L/min)	Pressao(cmH2O)
2	1	09/11/2021	21:26:24	2021-11-09 21:26:24:630	0,217	2,965
3	2	09/11/2021	21:26:25	2021-11-09 21:26:25:041	0,217	2,764
4	3	09/11/2021	21:26:25	2021-11-09 21:26:25:549	0,217	2,366
5	4	09/11/2021	21:26:26	2021-11-09 21:26:26:056	0,817	2,366
6	5	09/11/2021	21:26:26	2021-11-09 21:26:26:566	18,673	9,767
7	6	09/11/2021	21:26:27	2021-11-09 21:26:27:075	20,972	16,567
8	7	09/11/2021	21:26:27	2021-11-09 21:26:27:588	0,429	8,115
9	8	09/11/2021	21:26:28	2021-11-09 21:26:28:104	0,217	5,313
10	9	09/11/2021	21:26:28	2021-11-09 21:26:28:614	0,217	3,395
11	10	09/11/2021	21:26:29	2021-11-09 21:26:29:137	0,935	2,610
12	11	09/11/2021	21:26:29	2021-11-09 21:26:29:649	20,217	9,658
13	12	09/11/2021	21:26:30	2021-11-09 21:26:30:153	22,217	16,617
14	13	09/11/2021	21:26:30	2021-11-09 21:26:30:682	0,493	8,971
15	14	09/11/2021	21:26:31	2021-11-09 21:26:31:185	0,217	5,609
16	15	09/11/2021	21:26:31	2021-11-09 21:26:31:710	0,217	3,360
17	16	09/11/2021	21:26:32	2021-11-09 21:26:32:219	0,915	2,813
18	17	09/11/2021	21:26:32	2021-11-09 21:26:32:719	22,997	10,570
19	18	09/11/2021	21:26:33	2021-11-09 21:26:33:233	24,597	16,970
20	19	09/11/2021	21:26:33	2021-11-09 21:26:33:739	0,852	9,042
21	20	09/11/2021	21:26:34	2021-11-09 21:26:34:246	0,217	5,162
22	21	09/11/2021	21:26:34	2021-11-09 21:26:34:805	0,217	2,921
23	22	09/11/2021	21:26:35	2021-11-09 21:26:35:263	0,933	2,665
24	23	09/11/2021	21:26:35	2021-11-09 21:26:35:770	20,542	9,960

Figura 4-30: Conteúdo do ficheiro de registo de dados mostrado na folha de cálculo.

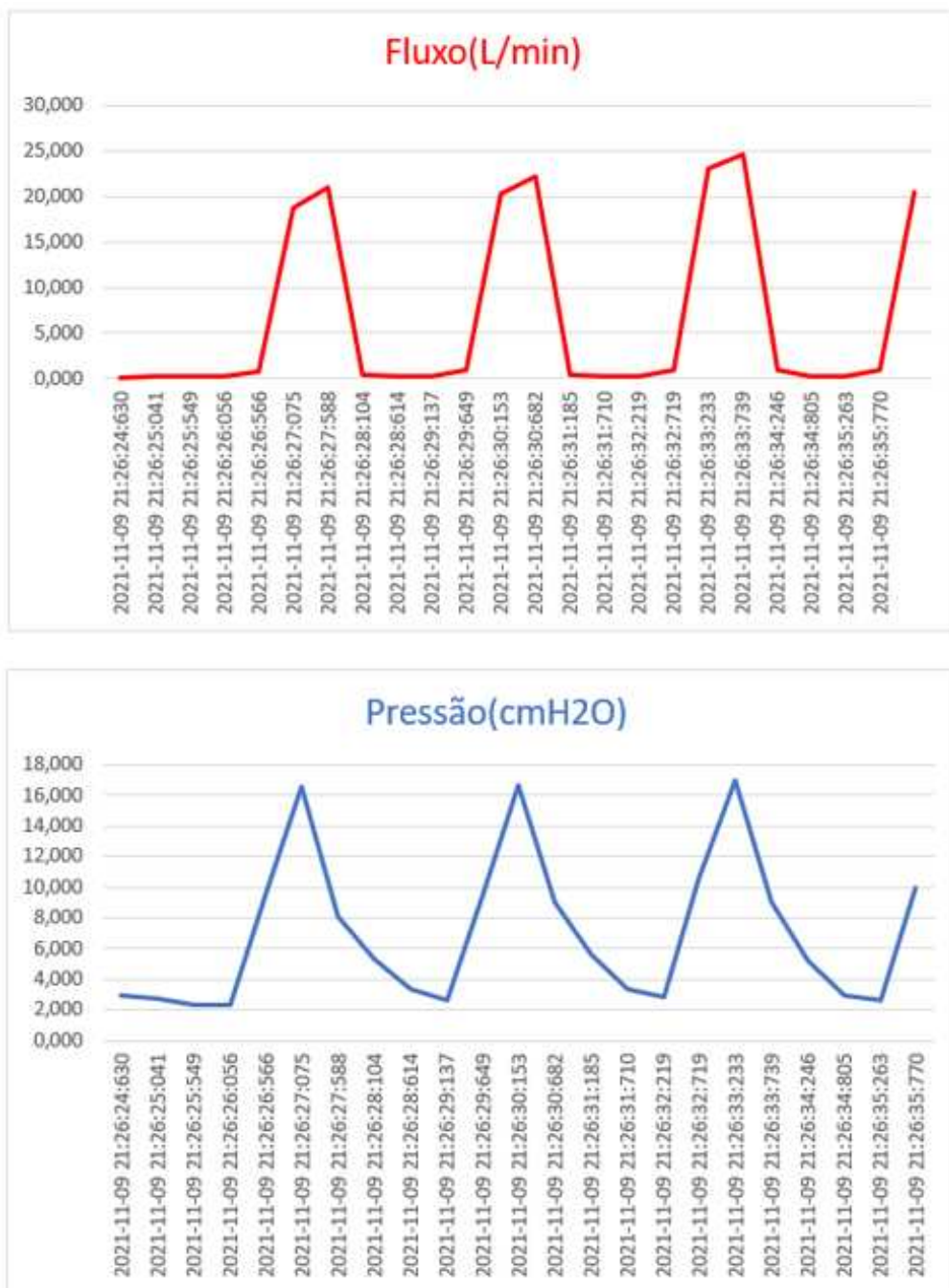


Figura 4-31: Gráficos de fluxo e pressão criados através do ficheiro registo de dados.

4.11 Envio de e-mails

O PLC utilizado permite o envio de e-mails, através de um servidor de e-mail externo como, por exemplo, o Gmail. O envio de e-mails é uma ferramenta útil pois, possibilita aos operadores do ventilador, verificar o registo de dados dos sensores de fluxo e pressão, eventuais falhas relevantes, entre outras informações.

Para se estabelecer uma conexão com o servidor de e-mail, recorre-se ao bloco de função, presente no TIA Portal, designado por “TMAIL_C”. Esta função requer que o PLC possua, no mínimo, a versão V4.4 da *firmware* e que esteja conectado à internet [60].

4.11.1 Visão geral

O PLC comunica com o servidor de e-mail através do protocolo SMTP (*Simple Mail Transfer Protocol*) que, por sua vez, transmite os e-mails pretendidos para o destinatário final. Será também utilizado o protocolo TLS (*Transport Layer Security*), para encriptar as comunicações SMTP entre o cliente e o servidor de e-mail, garantindo uma conexão segura. Ir-se-á utilizar a porta 587, conhecida como porta TLS ou porta SMTP TLS, pois a utilização desta porta permite o envio de e-mails com segurança [60], [61].

4.11.2 Implementação do envio de e-mails no projeto do ventilado elétrico

Para se proceder ao envio de e-mails do PLC S7-1200 para uma conta de e-mail são necessárias diversas etapas de parametrização que são abordadas em mais detalhe no Apêndice H [60]. A Figura 4-32 apresenta as etapas que têm de ser executadas.



Figura 4-32: Etapas para o envio de e-mails.

Para se configurar o servidor de e-mail é necessário possuir uma conta de e-mail, com o objetivo de se efetuar as configurações necessárias para que o PLC tenha acesso ao servidor. Neste caso utilizou-se o Gmail como servidor.

É necessário obter-se o certificado de criptografia, associado ao Gmail, e importar esse mesmo certificado para o TIA Portal, com objetivo do PLC poder assinar e encriptar mensagens.

Para se proceder ao envio de e-mails do PLC recorreu-se à função “TMAIL_C” disponível nas instruções de comunicação do TIA Portal. Este bloco de função tem de ser parametrizado com os dados do servidor de e-mail (e-mail e palavra-passe), o ID do certificado de criptografia, a porta utilizada (587), o e-mail do destinatário, entre outros parâmetros descritos em mais detalhe no Apêndice H.

Recorreu-se à utilização de três blocos de função “TMAIL_C” com a seguinte finalidade:

- Envio de e-mail com o anexo do registo de dados que é enviado quando o ficheiro de registo fica cheio. Na Figura 4-33 é possível visualizar o bloco de função utilizado com os respetivos parâmetros de entrada. A Figura 4-34 mostra a receção do e-mail com o documento do registo de dados, com a extensão .csv, em anexo. O ficheiro poderá posteriormente ser aberto na folha de cálculo, tal como acontecia quando se efetuava o *download* do ficheiro de registo de dados, presente no servidor *web* do PLC. A vantagem do envio de e-mails com o ficheiro do registo dos dados face ao ficheiro de registo de dados presente no servidor do PLC, é que aquele fica guardado no e-mail e o do servidor do PLC é reescrito.

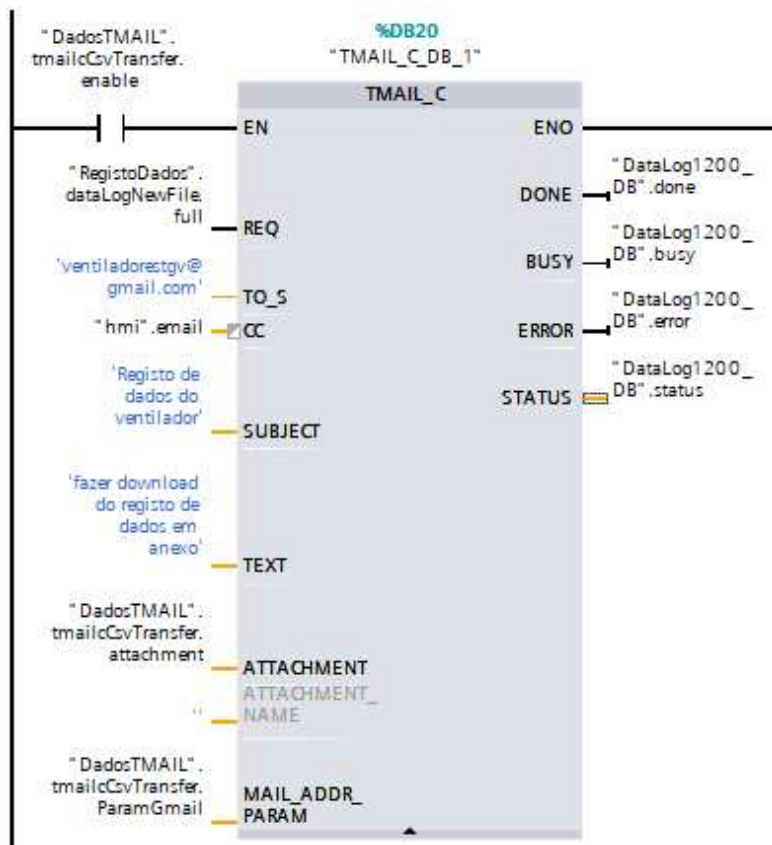


Figura 4-33: Bloco de função "TMAIL_C" para envio do ficheiro de registo de dados.

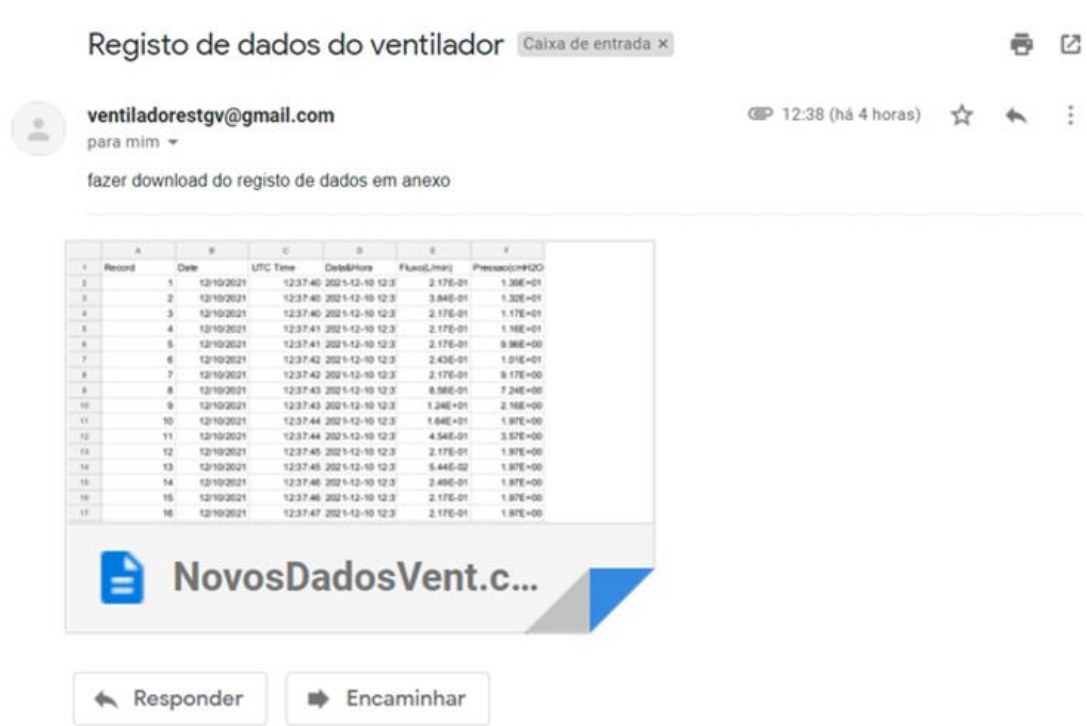


Figura 4-34: Receção do email com o ficheiro de registo de dados em anexo.

- Envio de erros de pressão inspiratória – Quando a pressão inspiratória não se encontra na gama de valores adequados, é enviado um email a informar que ocorreu este erro. A Figura 4-35 mostra a receção do e-mail com o aviso do erro de pressão inspiratória.



Figura 4-35: Receção do email com o aviso do erro de pressão.

- Envio de erros de fluxo inspiratório – Sempre que o fluxo inspiratório ultrapasse o valor máximo ou mínimo indicado pelo Infarmed, é enviado um email a informar do erro de fluxo. Na Figura 4-36 mostra-se a receção do e-mail a informar o erro de fluxo inspiratório.



Figura 4-36: Receção do email com o aviso do erro de fluxo inspiratório.

4.12 Base de dados SQL

Neste subcapítulo descrevem-se os procedimentos necessários para o envio de dados do PLC para uma base dados. Os dados a enviar são: a data e hora local, alguns dados acerca do paciente, os parâmetros predefinidos na HMI e os dados dos sensores de fluxo e pressão.

A base de dados permite ao profissional de saúde consultar em qualquer altura os valores de fluxo e pressão que foram aplicados a um determinado paciente, quando este se encontrava a ser ventilado. Com isto é possível detetar alguma falha que possa ter ocorrido ou ajustar algum parâmetro, se necessário, para uma melhor ventilação.

Para a implementação da base de dados utilizaram-se o Microsoft SQL Server Express e o Microsoft SQL Server Management Studio.

4.12.1 Visão geral

O protocolo utilizado para a comunicação entre o PLC e o Microsoft SQL Server é designado por TDS (*Tabular Data Stream*). Trata-se de um protocolo do nível da camada de aplicação, utilizado para a transferência de solicitações e respostas entre os clientes e o servidor da base de dados. Isto permite que o PLC seja capaz de ler as várias informações presentes na base de dados ou o envio de dados para esta [62], [63]. O diagrama na Figura 4-37 descreve, de uma forma geral, o fluxo de comunicação no protocolo TDS.

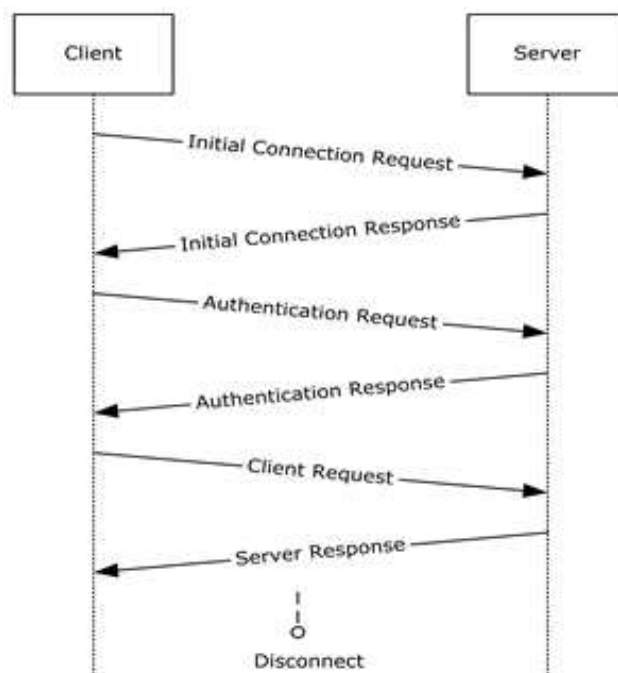


Figura 4-37: Fluxo de comunicação no protocolo TDS [63].

4.12.2 Microsoft SQL Server Express

Antes de se proceder à criação da base de dados é necessário criar um servidor. Para este efeito recorreu-se à instalação do *software* Microsoft SQL Server Express. Na instalação deve-se ter em conta o nome atribuído ao parâmetro “Named instance” e “Instance ID”, pois serão necessários posteriormente. Neste caso o nome escolhido para o *server* foi “SQLEXPRESS”, tal como exibido na Figura 4-38.

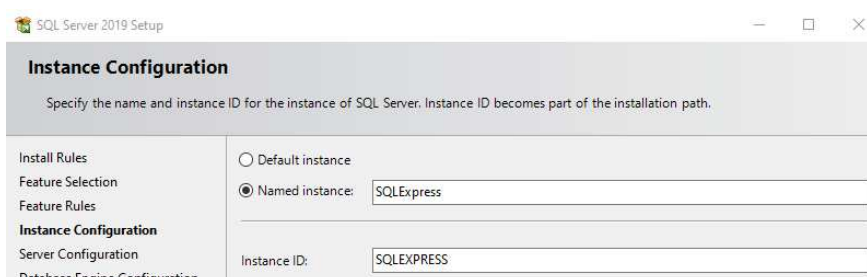


Figura 4-38: Servidor SQL.

Para que seja possível estabelecer comunicação entre o PLC e o servidor SQL é necessário configurar o servidor. Para tal foram executados determinados passos, os quais se encontram abordados com mais detalhe no Apêndice I. A parametrização do servidor consiste na atribuição do endereço IP ao servidor, bem como a porta TCP que este utilizará como via de transmissão e receção de dados. De notar que a comunicação entre o PLC e o servidor SQL tem como base o protocolo TCP/IP (*Transmission Control Protocol/Internet Protocol*).

4.12.3 Microsoft SQL Server Management Studio

O *software* SSMS (SQL Server Management Studio) fornece ferramentas para monitorizar, configurar e administrar instâncias do SQL Server e da base de dados. É neste *software* que será criada a base de dados e a tabela onde os dados provenientes do PLC ficarão armazenados. Os procedimentos para criação da base de dados e da tabela apresentam-se no Apêndice I.

Após configurar o servidor SQL e elaborados todos os procedimentos necessários no SSMS, dá-se por concluída a criação da base de dados. A estrutura final desta encontra-se evidenciada na Figura 4-39.

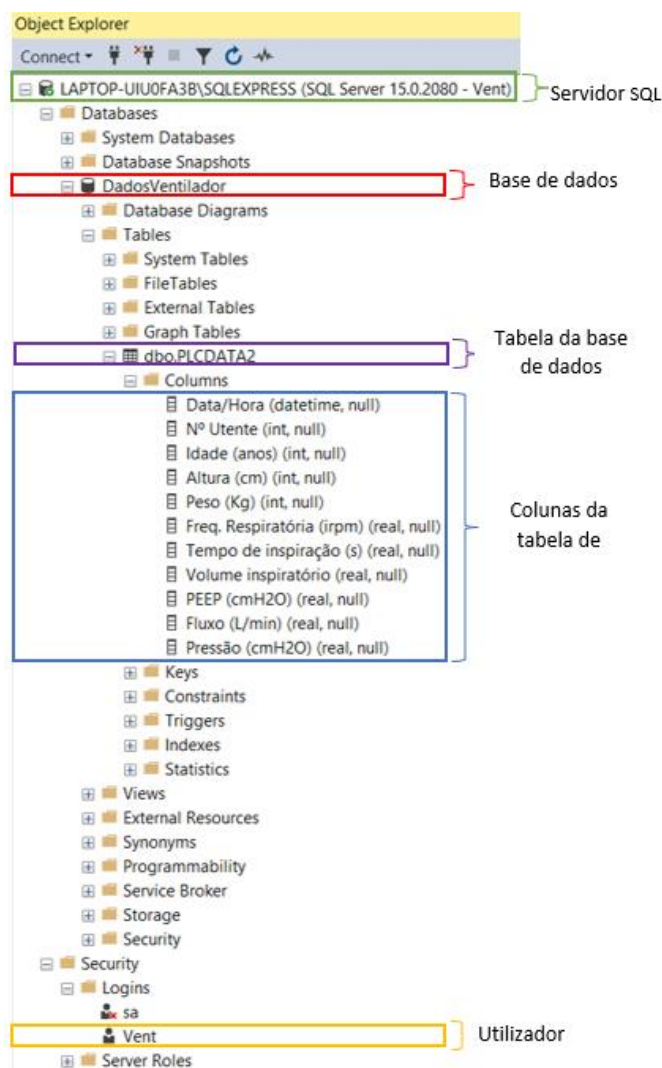


Figura 4-39: Estrutura da base de dados SQL.

4.12.4 Função “LSql_Microsoft”

O fabricante do PLC desenvolveu uma função designada por “LSql_Microsoft”, que permite estabelecer a comunicação entre o PLC e o servidor SQL, através do protocolo TDS. Com esta função é possível:

- Aceder a uma base de dados do Microsoft SQL Server;
- Transmitir instruções SQL;
- Receber dados de leitura.

O fluxograma da Figura 4-40 descreve o princípio de funcionamento da função “LSql_Microsoft”.

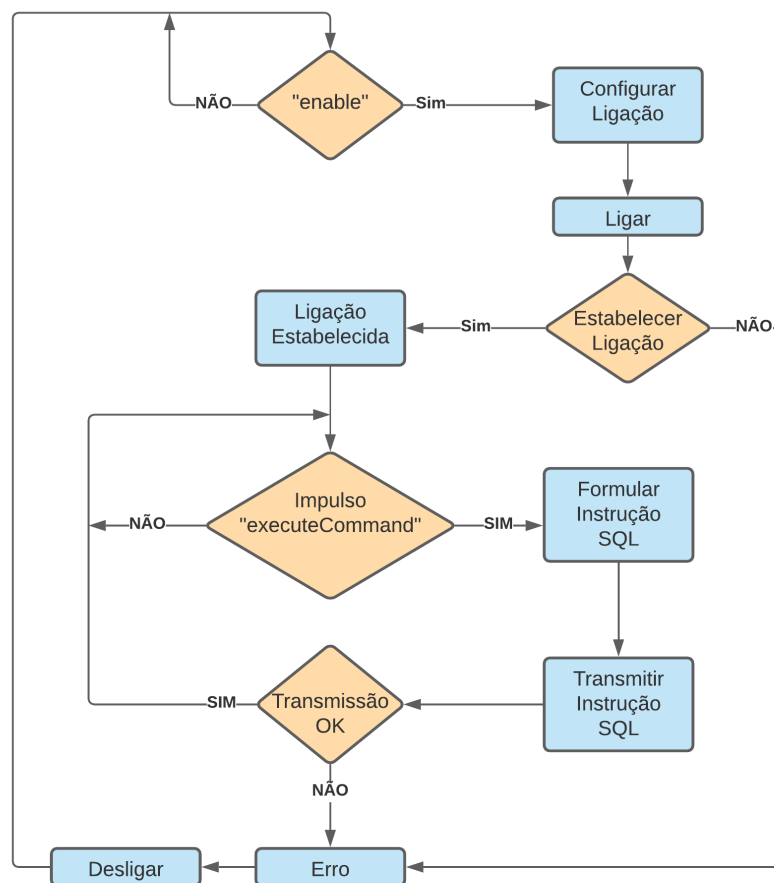


Figura 4-40: Fluxograma da função "LSql_Microsoft".

Para se utilizar esta função no ventilador é necessário integrá-la no programa e parametrizá-la, como apresentado no Apêndice I. Na Figura 4-41 encontra-se a função já implementada no projeto.

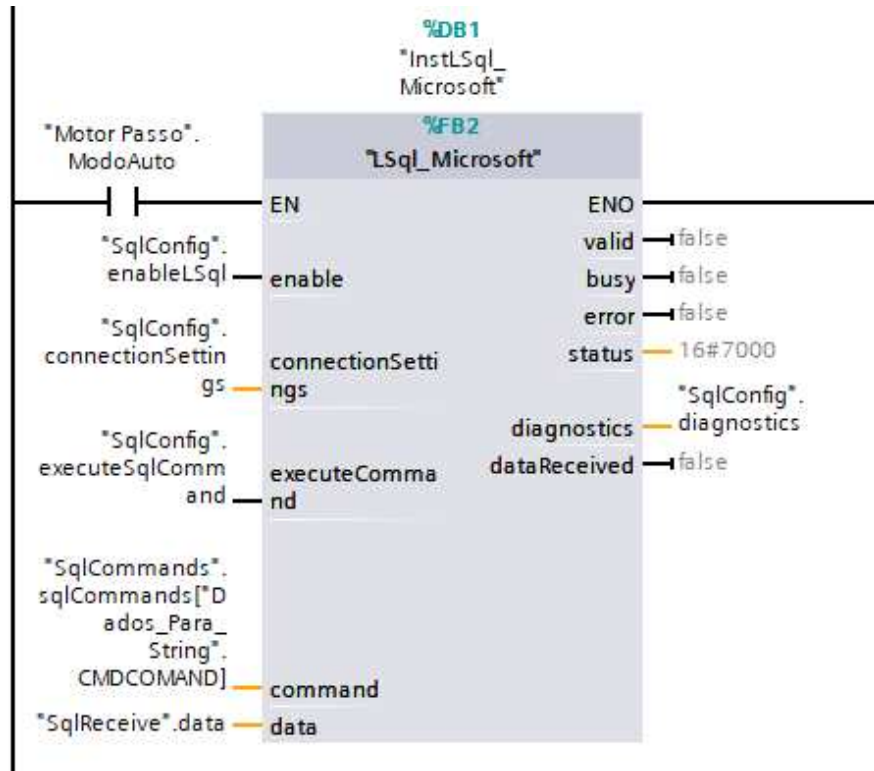


Figura 4-41: Função "LSql_Microsoft".

Para se proceder ao envio para o servidor SQL da instrução presente na entrada “command” é necessário estabelecer-se a conexão com o servidor. A entrada “enable” é responsável por estabelecer e encerrar a conexão com o servidor SQL. Enquanto se estiver a enviar instruções SQL, a entrada de “enable” deve estar a *TRUE*, caso contrário a conexão com o servidor SQL é terminada. No caso deste projeto, o “enable” só tomará o valor lógico *TRUE*, quando o ventilador entrar em funcionamento no modo automático.

Sempre que se pretende enviar as instruções SQL, para além da entrada “enable” ter de estar a *TRUE*, é necessário ser detetado o flanco positivo do sinal que é aplicado à entrada “executeCommand”. O sinal a aplicar na entrada “executeCommand” será um impulso com uma frequência de 2Hz, de forma aos dados serem enviados de meio em meio segundo, para a tabela presente na base de dados.

A função “LSql_Microsoft” permite o seguinte tipo de instruções:

- “Insert” – Este tipo de instrução utiliza-se para o envio de dados para a tabela presente na base de dados;
- “Select” – Utilizado quando se pretende filtrar determinados dados, da tabela da base de dados, permitindo ao PLC a leitura desses mesmo dados;
- “Update” – As instruções deste tipo possibilitam a alteração do valor de uma variável, seguindo uma determinada restrição.

Neste projeto recorre-se somente a instruções do tipo “insert”, uma vez que se pretende somente o envio de informações para a tabela da base de dados. O comando necessário para o envio dos dados pretendidos terá, de uma forma ilustrativa, a estrutura presente na Figura 4-42.

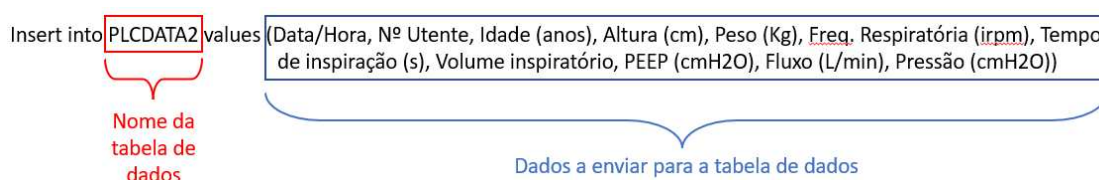


Figura 4-42: Estrutura da instrução SQL.

Os dados a enviar para a base de dados terão de estar em formato *string*. Foi então necessário criar uma função intitulada por “Conv_String” que é responsável por converter os dados para *string* e adicioná-los a uma *string* global, designada por “String_Completa_SQL”. O funcionamento da função “Conv_String”, mostra-se na Figura 4-43, de uma forma resumida e esquematizada.

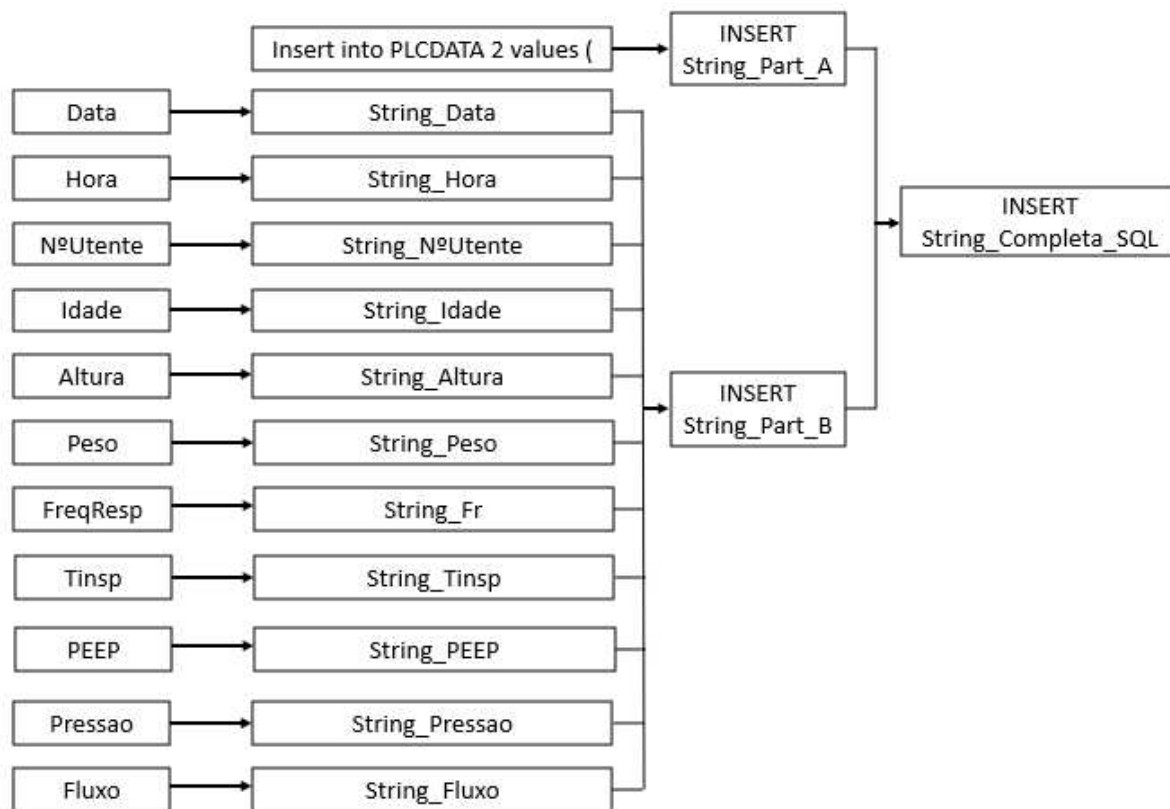


Figura 4-43: Esquema do funcionamento da função "Conv_String".

A data e a hora terão de ser inseridas com um determinado formato na “String_Parte_B”, formato esse que se encontra exemplificado na Figura 4-44. O facto da data ser separada por traços e a hora por dois pontos é opcional, mas as aspas e os símbolos do dólar são necessários.

```
$'2021-09-24 10:23:24:125$'
```

Figura 4-44: Formato da data e hora e enviar na instrução SQL.

4.12.5 Resultados obtidos

Efetuada os procedimentos descritos anteriormente, já é possível a conexão com o servidor SQL e a comunicação com a base de dados.

Na Figura 4-45 mostra-se um exemplo com a tabela “PLCDATA2” a receber dados provenientes do PLC.

Data/Hora	Nº Utente	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (Kg)	Freq. Respiratória (irpm)	Tempo de inspiração (s)	Volume inspiratório	PEEP (cmH2O)	Fluxo (L/min)	Pressão (cmH2O)
2021-11-29 17:53:56.007	-26940	32	180	100	12	1,2	80	1,5	0,087	16,266
2021-11-29 17:53:57.000	-26940	32	180	100	12	1,2	80	1,5	0,243	9,965
2021-11-29 17:53:58.063	-26940	32	180	100	12	1,2	80	1,5	0,217	5,357
2021-11-29 17:53:59.007	-26940	32	180	100	12	1,2	80	1,5	0,217	3,57
2021-11-29 17:54:00.097	-26940	32	180	100	12	1,2	80	1,5	0,217	3,57
2021-11-29 17:54:01.080	-26940	32	180	100	12	1,2	80	3,5	0,217	3,57
2021-11-29 17:54:02.073	-26940	32	180	100	12	1,2	80	3,5	13,169	9,965
2021-11-29 17:54:03.033	-26940	32	180	100	12	1,2	80	3,5	0,171	14,808
2021-11-29 17:54:03.063	-26940	32	180	100	12	1,2	80	3,5	0,217	13,209
2021-11-29 17:54:04.000	-26940	32	180	100	12	1,2	80	3,5	0,217	10,388
2021-11-29 17:54:05.063	-26940	32	180	100	12	1,2	80	3,5	0,23	6,767
2021-11-29 17:54:06.017	-26940	32	180	100	12	1,2	80	3,5	0,217	6,156
2021-11-29 17:54:07.040	-26940	32	180	100	12	1,2	80	3,5	5,153	5,168

Figura 4-45: Receção dos dados na tabela da base de dados.

Os dados guardados na tabela PLCDATA2, poderão ser consultados e visualizados com outras aplicações como, por exemplo, uma folha de cálculo e o Power BI Desktop. Podendo assim filtrar estes dados pelo Nº de utente, e criar para este utente um gráfico do Fluxo(L/min) e/ou Pressão(cmH2O), em função da Data/Hora.

A análise dos dados é primordial para os médicos, fisioterapeutas e enfermeiros que operam com ventiladores mecânicos, visto que esta análise determina a correta definição de parâmetros, minimizando assim, riscos de lesões pulmonares induzidas pelo uso inadequado do equipamento. Ao explorarem-se os dados presentes na base de dados, é possível também efetuar-se um estudo mais sistemático e fundamentado relativo a um determinado paciente.

Na Figura 4-46 mostra-se, recorrendo a uma folha de cálculo, a informação recebida e presente na tabela da base de dados. A Figura 4-47 apresenta os gráficos do fluxo e da pressão, guardados nessa base de dados.

4 – Programação e Resultados

Data/Hora	Nº Utente	Idade (a)	Altura (cm)	Peso (Kg)	Freq. Respiratória (irpm)	Tempo de inspiração (s)	Volume inspiratório	PEEP (cmH2O)	Fluxo (L/min)	Pressão (cmH2O)
02/12/2021 10:58:47:630	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,217	1,971
02/12/2021 10:58:48:041	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,217	1,971
02/12/2021 10:58:48:549	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,217	1,971
02/12/2021 10:58:49:056	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,917	2,871
02/12/2021 10:58:49:566	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	26,574	7,971
02/12/2021 10:58:50:075	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	29,183	12,770
02/12/2021 10:58:50:588	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	30,083	15,971
02/12/2021 10:58:51:104	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,320	11,471
02/12/2021 10:58:51:614	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,217	4,971
02/12/2021 10:58:52:137	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,217	2,877
02/12/2021 10:58:52:649	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,890	2,442
02/12/2021 10:58:53:153	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	25,526	7,971
02/12/2021 10:58:53:682	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	28,422	11,837
02/12/2021 10:58:54:185	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	29,457	14,780
02/12/2021 10:58:54:710	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,318	10,831
02/12/2021 10:58:55:219	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,217	4,460
02/12/2021 10:58:55:719	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,217	2,571
02/12/2021 10:58:56:233	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,837	2,491
02/12/2021 10:58:56:739	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	25,227	8,220
02/12/2021 10:58:57:233	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	28,621	12,561
02/12/2021 10:58:57:738	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	30,362	15,971
02/12/2021 10:58:58:245	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,217	10,431
02/12/2021 10:58:58:805	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,217	4,661
02/12/2021 10:58:59:263	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	0,817	2,772
02/12/2021 10:58:59:770	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	23,852	2,561
02/12/2021 10:59:00:275	228369147	32	18	100	12	1,2	70	2,5	27,223	7,851

Figura 4-46: Visualização dos valores da tabela da base de dados na folha de cálculo.

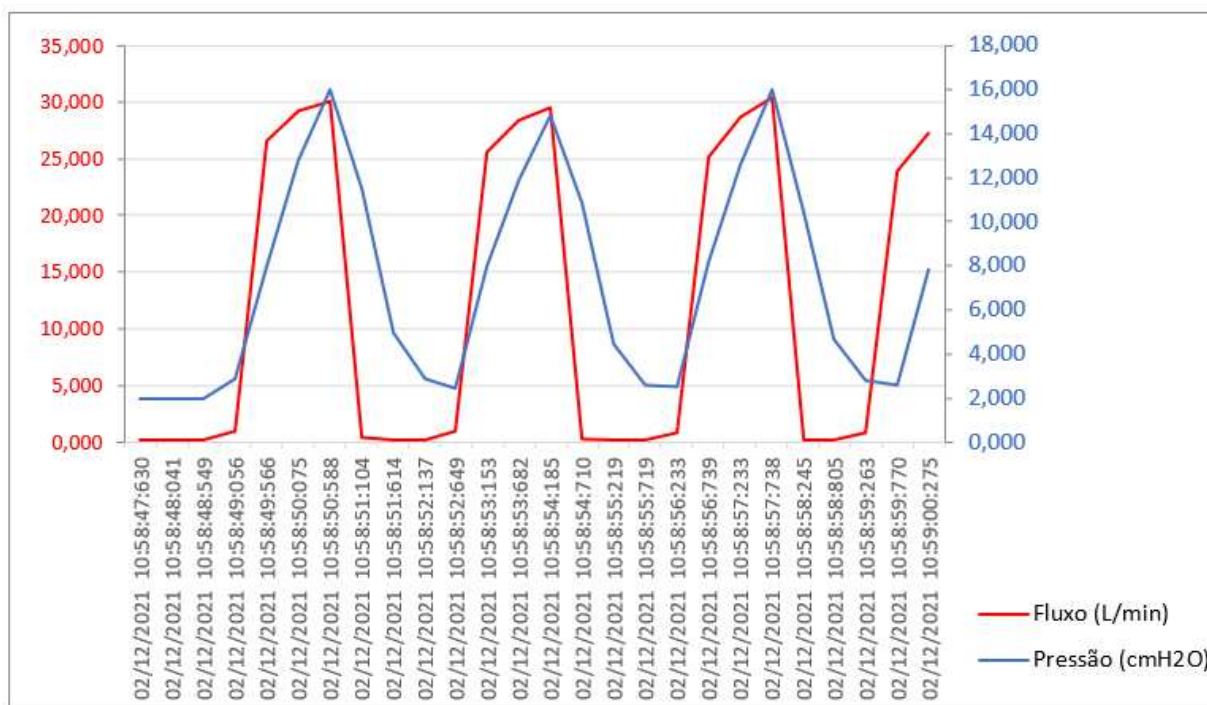


Figura 4-47: Gráfico de fluxo e pressão com os valores da tabela de dados.

5. Conclusões e proposta para trabalhos futuros

5.1 Introdução

Neste capítulo abordam-se as principais conclusões e a experiência adquirida com este projeto. São também referidas as principais dificuldades encontradas e as propostas para melhorias no projeto do ventilador elétrico.

5.2 Conclusões

O trabalho desenvolvido permitiu adquirir novos conhecimentos acerca dos ventiladores e das diversas funcionalidades que o PLC S7-1200 possibilita. Analisando o trabalho desenvolvido, conclui-se que os objetivos propostos foram cumpridos. O principal objetivo era aplicar as funcionalidades do PLC a um ventilador para fins didáticos, permitindo mostrar que a automação pode desempenhar um papel importante mesmo noutras áreas para além da indústria.

Como em todos os projetos, surgiram obstáculos que foram superados. Um dos inconvenientes foi o tempo, uma vez que devido à pandemia e ao confinamento atual, este tornou-se um obstáculo difícil de ultrapassar. O facto de toda a informação acerca dos ventiladores ser nova para mim, também se traduziu numa barreira para desenvolver toda a programação do ventilador elétrico. A programação da página *web*, principalmente a criação e

atualização do gráfico, foi algo que demorou algumas semanas de pesquisa até se conseguir o resultado final.

Não obstante, todas as dificuldades encontradas, permitiram-me adquirir novos conhecimentos, preparar-me para eventuais problemas que possam surgir ao longo da minha vida profissional e, deste modo, ter a perspicácia de superar outros possíveis obstáculos futuros.

Foi desenvolvido um ventilador invasivo, com controlo por tempo, acionado eletricamente. A compressão e descompressão do balão insuflável do AMBU, com base nos parâmetros introduzidos na HMI, possibilita fornecer ciclos de ventilação ao paciente. Também se elaborou uma válvula PEEP capaz de manter uma pressão positiva no final da expiração e para garantir esta pressão utilizou-se um controlador PID.

A partir da HMI o utilizador pode comandar e monitorizar tanto o ventilador, como a válvula PEEP. Sempre que ocorrer um alarme, ou algum parâmetro introduzido seja incorreto, irá aparecer na HMI uma animação a avisar o utilizador. Para se comandar o ventilador através da HMI é sempre necessário a introdução do nome do utilizador e palavra-passe, garantindo assim a segurança na operação do ventilador.

Sempre que o ventilador se encontre em funcionamento é elaborado um registo de dados com a data e hora, o valor de pressão e fluxo. Este registo pode ser acedido através do servidor *web* do PLC e visualizado na folha de cálculo. O ficheiro de registo de dados, quando se encontrar cheio, é enviado por e-mail, garantindo-se assim a integridade dos dados.

Para além do envio de e-mails com o ficheiro de registo de dados, também é possível receber via e-mail alertas de falhas relevantes. O ventilador possui um e-mail destinatário por defeito, no entanto podem ser introduzidos mais emails na HMI.

A página *web* criada permite o controlo e monitorização do ventilador e válvula PEEP à distância. Por motivos de segurança, decidiu-se que somente era possível o envio de determinados comandos quando o ventilador não se encontrasse em modo automático.

Por último, dado que a monitorização desempenha um papel importante para a análise da ventilação fornecida ao paciente, decidiu-se criar uma base de dados SQL para futuras consultas dos dados de fluxo e pressão, com o registo da respetiva data e hora. Na base de dados também se encontra o número de utente e outros dados acerca deste, para que se possam filtrar os dados por utente.

5.3 Proposta para trabalhos futuros

Embora os resultados apresentados satisfaçam os objetivos do trabalho proposto, existem vários aspetos que podem ser melhorados e complementados no sentido de aperfeiçoar o ventilador, tais como:

- Utilização de mais sensores, como abordado no subcapítulo 3.3.5, o que irá permitir um controlo mais eficaz em malha fechada do ventilador, bem como a introdução dos diversos tipos de controlo do ventilador (controlo por volume, pressão e fluxo). A introdução de mais sensores permitirá também que o ventilador possa fornecer ao paciente ciclos de ventilação assistidos e não só controlados;
- Tornar a estrutura do ventilador mais compacta;
- Utilização de baterias, para que o ventilador possa continuar a funcionar, caso haja falha de energia elétrica;
- Implementação de uma HMI com um ecrã maior, permitindo ao profissional de saúde visualizar mais informação sem ter de abrir e fechar janelas. Também se poderá utilizar uma HMI que possua servidor *web*, de forma a se poder aceder à HMI remotamente. O acesso remoto à HMI evita a complexidade e limitação da programação da página *web* residente no PLC;
- Instalação de um motor de passo com mais binário para comprimir e descomprimir o balão insuflável do AMBU. Poderá também recorrer-se à utilização de servo motores, pois estes possuem uma resposta mais rápida e um controlo de posição com *feedback*;
- Efetuar consultas na base de dados a partir da página *web*.

REFERÊNCIAS

- [1] A. Hasan, *Understanding mechanical ventilation: a practical handbook*, 2nd ed. London: Springer, 2010.
- [2] P. S. M. Makhamed, “Análise do Processo de Calibração de um Ventilador Pulmonar”, DEB, UFRN, Natal/RN, BR, 2017.
- [3] T. A. Lopes, “Ensino da Ventilação Mecânica Através de um Simulador”, M. S. Thesis, MECsMA, UniFOA, Volta Redonda, BR, 2016.
- [4] P. M. B. Preto, “Conhecimento sobre Suporte Básico de Vida em estudantes do ensino superior de ciências da saúde”, M. S. Thesis, IPB/ESSa, Bragança, PT, 2020.
- [5] R. Ávila, P. M. Espinós, C. C. Afonso, and J. Rafael, “Historia de la ventilación mecánica. De la Antigüedad a Copenhague 1952”, *Revista médica de Chile*, vol. 148, no. 6, pp. 822–830, jun., 2020.
- [6] C. H. M. WOOLLAM, “The development of apparatus for intermittent negative pressure respiration (1) 1832–1918”, *Anaesthesia*, vol. 31, no. 4, pp. 537–547, maio, 1976.
- [7] A. F. Cruz, “Ventiladores Mecânicos”, 2017. [Online]. Disponível em: https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3245739/mod_resource/content/1/170411_AF_C_Ventiladores_Mecanicos_v2.pdf (Acedido: 26-ago-2021).
- [8] “Emerson Respirator: The Iron Lung.jpg”. [Online]. Disponível em: <https://i.ytimg.com/vi/Ppbwv9hVLCQ/maxresdefault.jpg> (Acedido: 30-ago-2021).
- [9] H. C. A. Lassen, “The epidemic of poliomyelitis in Copenhagen, 1952”, 1953.
- [10] J. E. Lobato and H. Romaldini, “Ventilação Mecânica”, *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, vol. 9, no. 2, pp. 84–92, jun., 1983.
- [11] “Respiração com pressão positiva intermitente - Museu Virtual”. [Online]. Disponível em: <https://museum.aarc.org/galleries/intermittent-positive-pressure-breathing/> (Acedido: 01-set-2021).
- [12] S. K. Sahetya, G. E. Coligher, and R. G. Brower, “Fifty years of research in ARDS. Setting positive end-expiratory pressure in acute respiratory distress syndrome”, *American journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 195, no. 11, pp. 1429–1438, 2017.
- [13] G. J. V. Sarmiento, *Fisioterapia respiratória no paciente crítico: rotinas clínicas*, 3rd ed. São Paulo: Manole, 2010.

- [14] N. Cortesão et al., “SYSVENT: Prova de Conceito de um Protótipo para Ventilar Doentes em Cuidados Intensivos”, *Acta Medica Portuguesa*, vol. 34, no. 1, pp. 12–19, jan., 2021.
- [15] “COVID-19: Ventiladores produzidos em Portugal vão ser distribuídos por hospitais nacionais”. [Online]. Disponível em: <https://lifestyle.sapo.pt/saude/noticias-saude/artigos/covid-19-ventiladores-produzidos-em-portugal-vaio-ser-distribuidos-por-hospitais-nacionais> (Acedido: 02-set-2021).
- [16] “SYSVENT OM1.jpg”. [Online]. Disponível em: <https://i.ytimg.com/vi/L3lXXD1XnZ0/maxresdefault.jpg> (Acedido: 02-set-2021).
- [17] “Segunda versão do ventilador Atena fora do contexto do combate à pandemia”. [Online]. Disponível em: https://www.rtp.pt/noticias/pais/segunda-versao-do-ventilador-atenafora-do-contexto-do-combate-a-pandemia_n1275372 (Acedido: 02-set-2021).
- [18] “Ventilador Atena do CEiiA produzido em Portugal recebe autorização de utilização do INFARMED”. [Online]. Disponível em: <http://jornal-renovacao.pt/2020/07/ventilador-atenado-ceiia-produzido-portugal-recebe-autorizacao-utilizacao-do-infarmed/> (Acedido: 02-set-2021).
- [19] “Ventilador Atena.jpg”. [Online]. Disponível em: https://www.cm-matosinhos.pt/thumbs/cmmatosinhos2020/uploads/content_image/image/29091/not_ceiia_ventiladores__16__1_2500_2500.JPG (Acedido: 02-set-2021).
- [20] “Project Open Air entrega todos os projetos e equipas à Médicos do Mundo”. [Online]. Disponível em: <https://newsroom.lift.com.pt/98907-project-open-air-entrega-todos-os-projetos-e-equipas-a-medicos-do-mundo> (Acedido: 02-set-2021).
- [21] “Investigadores da U.Porto desenvolvem ventilador para apoiar hospitais”. [Online]. Disponível em: https://sigarra.up.pt/feup/pt/noticias_geral.ver_noticia?p_nr=102250 (Acedido: 03-set-2021).
- [22] “Pneuma.jpg”. [Online]. Disponível em: <https://images.trustinnews.pt/uploads/sites/5/2020/04/921A2449-638x414.jpg> (Acedido: 03-set-2021).
- [23] ““Air4all” é um projeto português que quer fazer ventiladores para oferecer aos hospitais”. [Online]. Disponível em: <https://www.dn.pt/pais/air4all-e-uma-empresa-portuguesa-que-quer-fazer-ventiladores-para-oferecer-aos-hospitais-12000157.html> (Acedido: 03-set-2021).

-
- [24] “Nasceu a Associação Causes4All, uma associação... - Air4All Portugal | Facebook”. [Online]. Disponível em: https://m.facebook.com/story.php?story_fbid=138933724402463&id=109887053973797 (Acedido: 05-set-2021).
- [25] “Air4All Portugal”. [Online]. Disponível em: <https://www.beautynailhairsalons.com/PT/Lisbon/109887053973797/Air4All-Portugal> (Acedido: 05-set-2021).
- [26] “Ventilador ‘Air4all’ pneumático.jpg”. [Online]. Disponível em: https://media-exp1.licdn.com/dms/image/C5622AQE0pbXuBB322Q/feedshare-shrink_800/0/1587144109925?e=1639008000&v=beta&t=AzQg8Rwd05IuDfJCZ4kkdd_zEIlldD4oux3_t1_9QeGw (Acedido: 05-set-2021).
- [27] “Ventilador ‘Air4all’ mecânico.jpg”. [Online]. Disponível em: <https://images.trustinnews.pt/uploads/sites/5/2020/04/ventilador-mecanico-air4all.jpg> (Acedido: 05-set-2021).
- [28] “Covid-19: Marinha já tem ventilador feito em casa”. [Online]. Disponível em: <https://expresso.pt/sociedade/2021-09-26-Covid-19-Marinha-ja-tem-ventilador-feito-em-casa-64c1235e> (Acedido: 12-out-2021).
- [29] C. R. R. Carvalho, C. T. Junior, and S. A. Franca, “Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias”, *Jornal brasileiro de pneumologia*, vol. 33, pp. 54–70, 2007.
- [30] A. I. Pádua and J. A. B. Martinez, “Modos de assistência ventilatória”, *Medicina (Ribeirão Preto)*, vol. 34, no. 2, pp. 133–142, 2001.
- [31] D. W. Chang, *Clinical application of mechanical ventilation*, 4th ed. Alabama: Cengage Learning, 2013.
- [32] J. C. Romero, “Confiabilidade Metrológica de Ventiladores Pulmonares”, M. S. Thesis, MQI, PUC-Rio, Rio de Janeiro, BR, 2006.
- [33] I. Leite, “Ventilação Mecânica: princípios básicos em Enfermagem”, Ph. D Dissertation, Enfermagem, FAN, Feira de Santana - BA, BR, 2009.
- [34] “Modos Ventilatórios em codificação clínica”. [Online]. Disponível em: <https://amacc.med.up.pt/docs/11%20Congresso%20-%20Apresenta%C3%A7%C3%A3o%203%20-%20Ventila%C3%A7%C3%A3o%20invasiva%20e%20n%C3%A3o%20invasiva.pdf> (Acedido: 10-set-2021).
- [35] J. W. Kreit, *Mechanical Ventilation: Physiology and Practice*, 2nd ed. New York: Oxford, 2018.

REFERÊNCIAS

- [36] A. R. F. D. Oliveira, “Ventiladores Pulmonares – Seleção, Aquisição e Confiabilidade Metrológica”, M. S. Thesis, DFI, ISEP, Porto, PT, 2012.
- [37] Ministério da saúde, *Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento Da Manutenção: capacitação a distância*. Brasília: MS, 2002.
- [38] C. Fornazier et al., “Abordagem de Vigilância Sanitária de Produtos para Saúde Comercializados no Brasil: Ventilador Pulmonar”, *BIT-Boletim Informativo de Tecnovigilância*, 2011.
- [39] “O ciclo ventilatório - parte 2”. [Online]. Disponível em: <https://www.ventilacaomecanicafacil.com.br/2020/08/24/o-ciclo-ventilatorio-parte-2/> (Acedido: 20-set-2021).
- [40] “O ciclo ventilatório - parte 3”. [Online]. Disponível em: <https://www.ventilacaomecanicafacil.com.br/2020/09/04/o-ciclo-ventilatorio-parte-3/> (Acedido: 20-set-2021).
- [41] R. L. Chatburn, *Fundamentals of mechanical ventilation: a short course in the theory and application of mechanical ventilators*, 1st ed. Cleveland Heights, OH: Mandu Press, 2003.
- [42] PROTEC, “REANIMADOR MANUAL (AMBÚ) PROTEC.”
- [43] Honeywell International, “Basic Board Mount Pressure Sensors. ABP Series – High Accuracy Digital or Analog Output Compensated/Amplified”, 2015.
- [44] Honeywell International, “Airflow Sensors AWM700 Series, Compensated/Amplified”, 2015.
- [45] OMRON, “Sensores para finalidades gerais num invólucro compacto de plástico E3Z”, 2011.
- [46] “Manômetro de Coluna U”. [Online]. Disponível em: <https://beckins.com.br/manometro-de-coluna-u/> (Acedido: 10-out-2021).
- [47] Infarmed, “PROCEDIMENTO ESPECIAL DE AVALIAÇÃO DE DISPOSITIVOS MÉDICOS NO ÂMBITO COVID-19”, 2020.
- [48] IEC 61131-3, “P. Controllers - Part 3: Programming languages”, 2003.
- [49] Siemens, “SIMATIC STEP 7 S7-1200 Motion Control V6.0 to V7.0 in TIA Portal V16”, 2019.
- [50] “PEEP: A Pressão expiratória final positiva”. [Online]. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=nx2fGm1XURA> (Acedido: 20-out-2021).

-
- [51] A. S. Pinto, M. Reis, C. L. C. Teixeira, R. C. Junior, and A. P. B. Lino, “Recrutamento alveolar: em quem? como? quando?”, *Rev Med Minas Gerais*, vol. 25, no. Supl 4, pp. S48–S55, 2015.
- [52] J. Crowe et al, *PID Control: New Identification and Design Methods*, 1st ed. Springer, 2005.
- [53] “Controle PID de Forma Simples e Descomplicada”. [Online]. Disponível em: <https://www.citisystems.com.br/controle-pid/> (Acedido: 21-out-2021).
- [54] Siemens, “S7-1200, S7-1500 PID control”, 2019.
- [55] Siemens, “Examples for the SIMATIC S7-1200 / S7-1500 Web Server”, 2019.
- [56] “Ajax e JSON utilizando Javascript puro”. [Online]. Disponível em: <https://www.todospacoonline.com/w/2014/05/ajax-e-json/> (Acedido: 22-out-2021).
- [57] J. L. F. Lucas, “Desenvolvimento de servidor OPC UA para sistema CNC”, M. S. Thesis, DEM, IPL/ESTG, Leiria, PT, 2019.
- [58] Siemens, “S7-1200 OPC UA server”, 2020.
- [59] Siemens, “Recording and monitoring process data”, 2020.
- [60] Siemens, “Sending emails over secure email connections with S7-1500 and S7-1200”, 2020.
- [61] I. Chong and K. Kawahara, *Information Networking: Advances in Data Communications and Wireless Networks*. Japan: Springer, 2006.
- [62] Siemens, “Connecting a S7-1500 to a SQL Database”, 2021.
- [63] P. Phoonsarakun, “Framework for SQL Modification and Analysis,” M. S. Thesis, SSE, TGGS/KMUTNB, Bangkok, TH, 2012.
- [64] “TDS.png”. [Online]. Disponível em: https://docs.microsoft.com/en-us/openspecs/windows_protocols/ms-tds/ms-tds_files/image001.png (Acedido: 16-nov-2021).

APÊNDICE A – ESQUEMAS ELÉTRICOS DO VENTILADOR

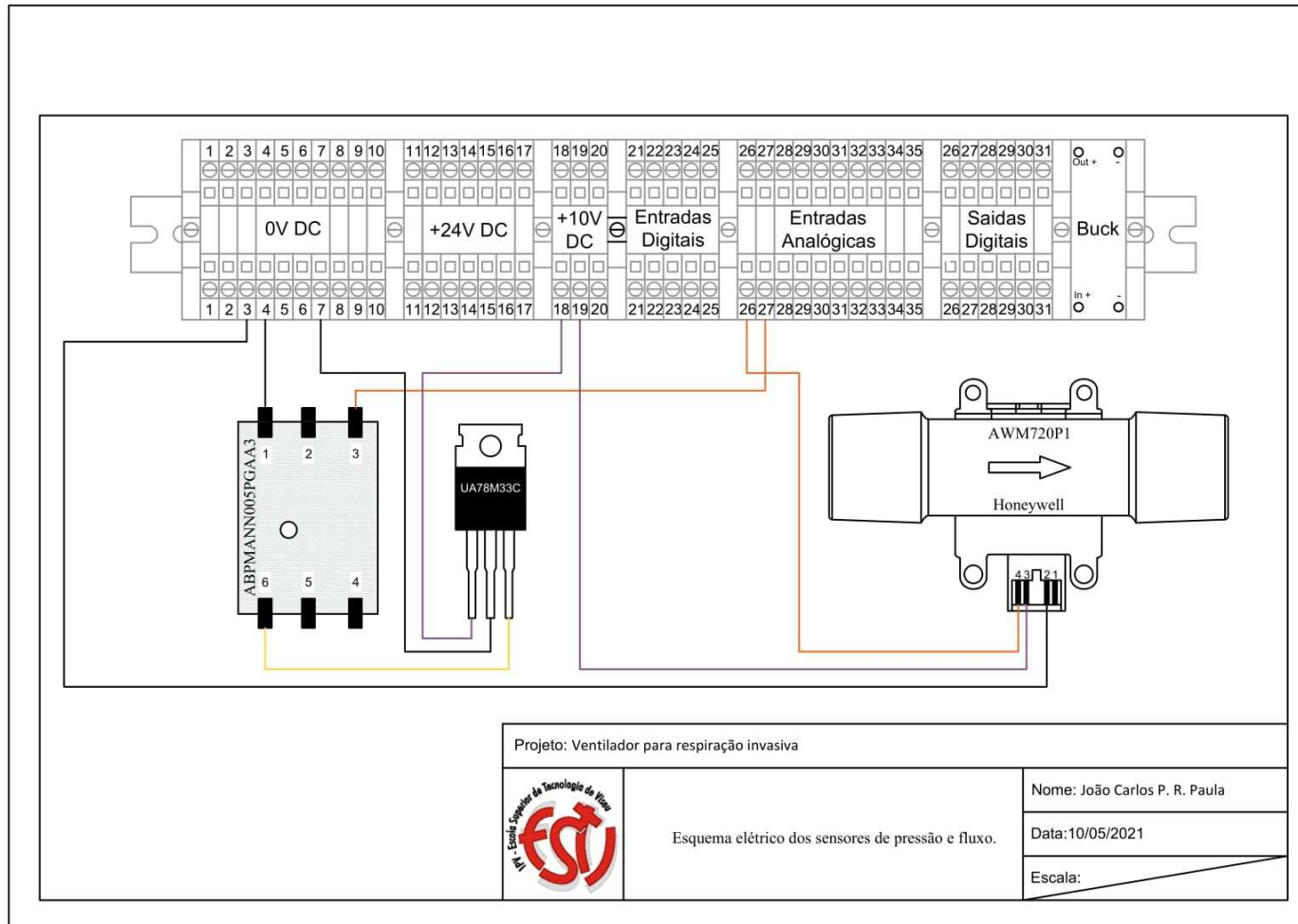


Figura A-1: Esquema elétrico dos sensores de pressão e fluxo.

APÊNDICE A – ESQUEMAS ELÉTRICOS DO VENTILADOR

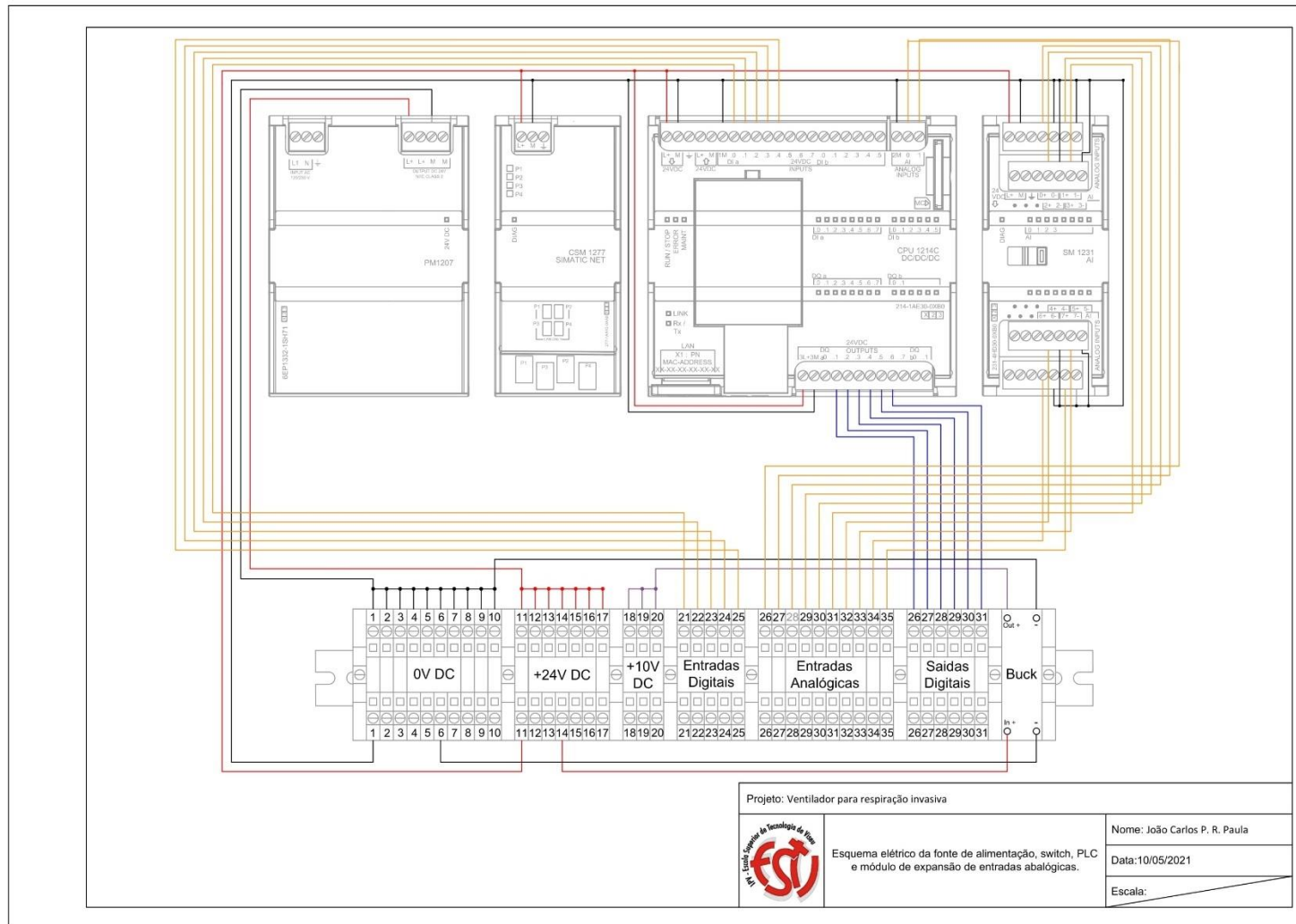


Figura A-2: Esquema elétrico da fonte de alimentação, *switch*, PLC e expansão de cartas analógicas.

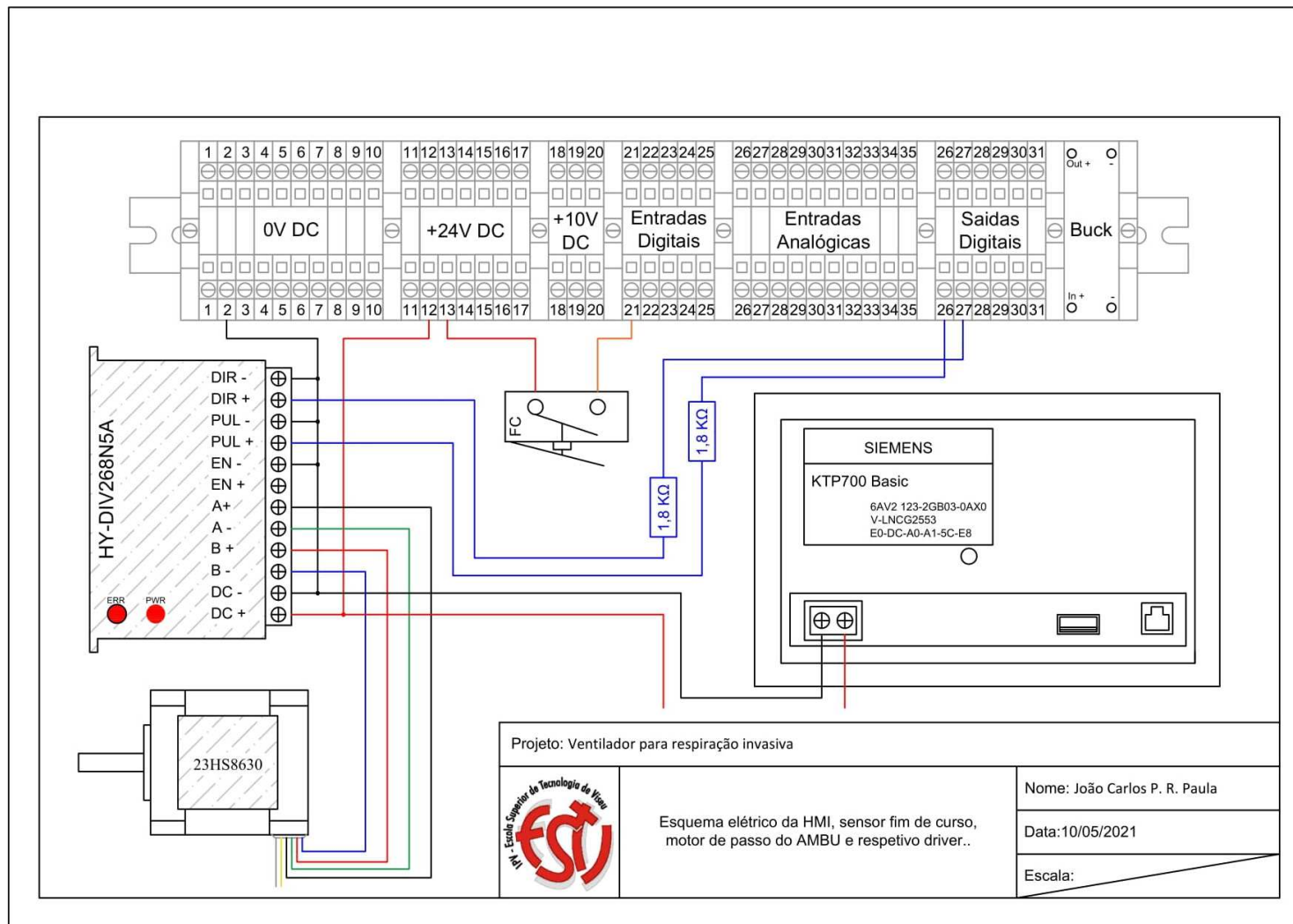


Figura A-3: Esquema elétrico da HMI, sensor fim de curso, motor de passo do AMBU e respetivo *driver*.

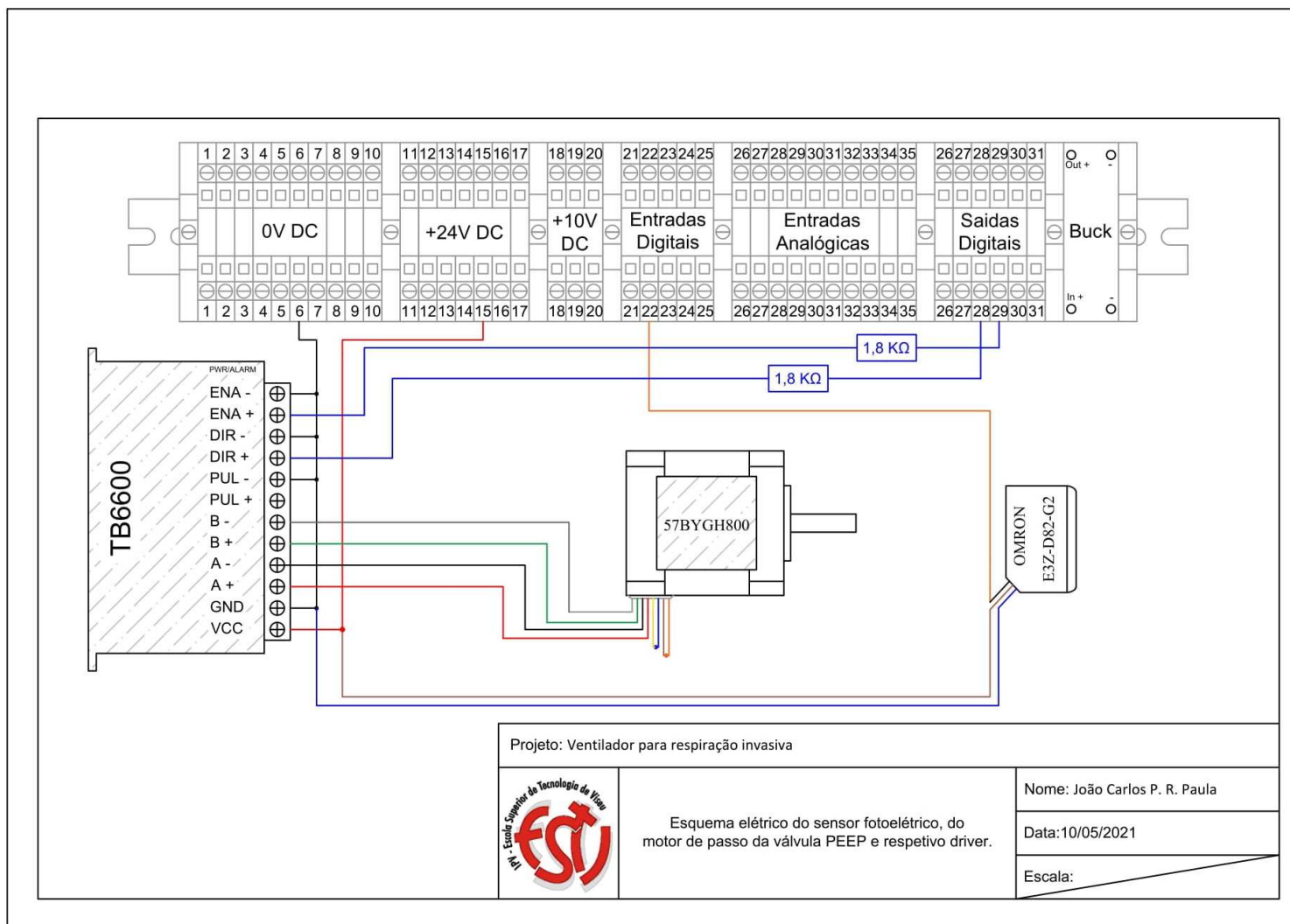


Figura A-4: Esquema elétrico do sensor fotoelétrico, do motor de passo da válvula PEEP e respetivo *driver*.

APÊNDICE B – EVOLUÇÃO DA VÁLVULA PEEP AO LONGO DO PROJETO

No decorrer deste projeto a válvula PEEP sofreu algumas modificações, de forma a tornar o projeto viável, pois este componente é fundamental para o funcionamento do ventilador. Optou-se por utilizar um motor de passo e um excêntrico para comprimir e descomprimir uma câmara de ar interligada com o tubo do canal expiratório (à saída do pulmão artificial).

Numa primeira fase utilizou-se o motor de passo NEMA 17, o *driver* DRV8825 e o excêntrico. A Figura B-1 mostra a primeira versão da válvula PEEP. Ainda nesta versão foi introduzido mais tarde um sensor fim de curso, de forma a poder-se referenciar o motor no início de cada ciclo de ventilação e após um determinado número de utilizações.



Figura B-1: Primeira versão da válvula PEEP.

Com o decorrer dos testes verificou-se que o excêntrico começou a empenar, por isso decidiu-se desenhar no *software* Fusion 360 um apoio para o excêntrico e um suporte para o motor de passo mais robusto. Nesta segunda versão da válvula PEEP utilizou-se sensor ótico em vez de um sensor fim de curso. A Figura B-2 apresenta a segunda versão da válvula PEEP.



Figura B-2: Segunda versão da válvula PEEP.

Uma vez que se verificou que o motor de passo NEMA 17 não possuía força suficiente para comprimir na totalidade a câmara de ar, teve de se encontrar uma solução. A solução foi utilizar-se um Motor de passo NEMA 23 (em vez do NEMA 17) e o *driver* TB660.

A terceira versão da válvula PEEP apresenta-se nas figuras seguintes (Figura B-3 e Figura B-4).



Figura B-3: Terceira versão da válvula PEEP.

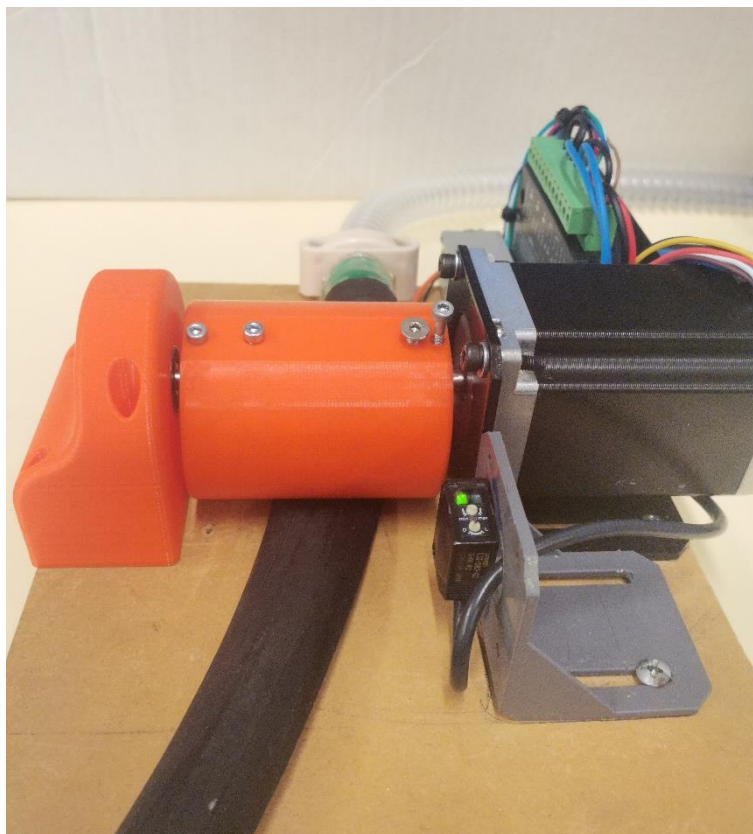


Figura B-4: Vista lateral da terceira versão da válvula PEEP.

APÊNDICE C – GRAFCET

Neste apêndice apresentam-se alguns aspetos a ter em conta na criação de um *grafcet* e as regras de evolução deste. Também se indicam os procedimentos para a programação do *grafcet* num PLC com recurso a instruções básicas de programação, como é o caso da lista de instruções e da linguagem de programação *ladder*.

Por último estão apresentados os *grafcet* do motor de passo do AMBU e da válvula PEEP.

Programação do *grafcet*

Aspetos importantes para a criação de um *grafcet*

Para criar um *grafcet* é necessário ter em conta algumas regras, tais como:

- Entre etapas tem de haver sempre uma transição, como mostrado na Figura C-1.

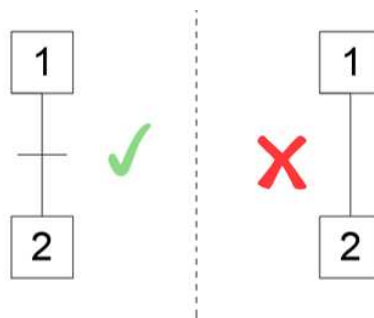


Figura C-1: Transição entre etapas.

- Entre etapas não pode haver duas transições consecutivas. A Figura C-2 ilustra este aspeto.

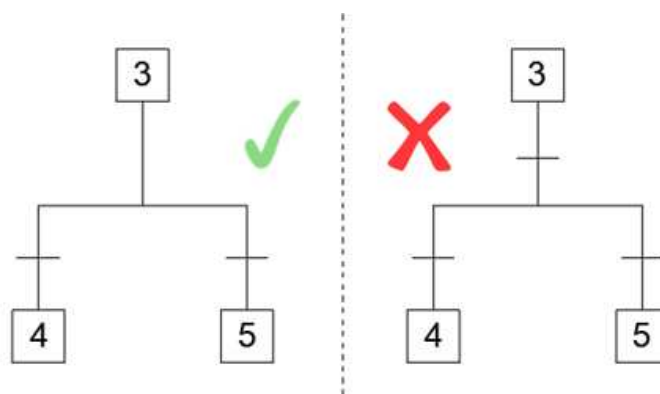


Figura C-2: Transições consecutivas entre etapas.

- As etapas podem ter ou não ações associadas. A Figura C-3 mostra uma etapa sem ação associada e duas formas de colocação das ações numa etapa.

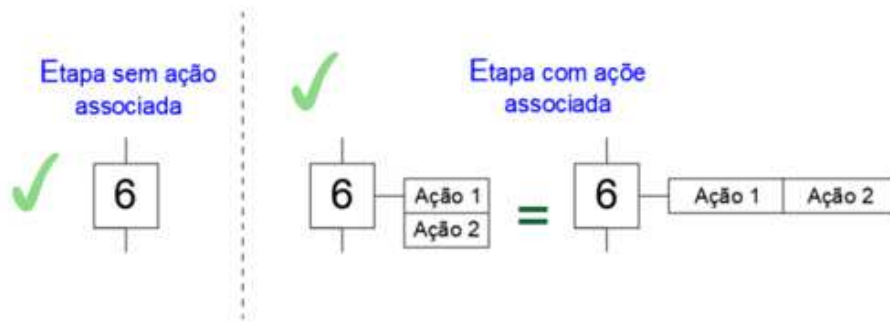


Figura C-3: Etapa com e sem ações associadas.

- A etapa inicial deve ser executada sempre que o equipamento entra em funcionamento e é representada com traço duplo. São estas etapas que dão início ao ciclo de funcionamento do automatismo.

A Figura C-4 mostra a representação da etapa inicial sem retorno, com retorno e com retorno com ativação forçada.

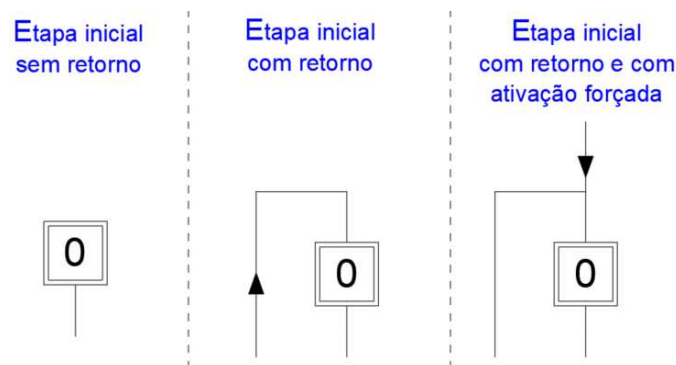


Figura C-4: Etapa inicial.

Regras de evolução do *grafcet*

As regras para evolução do *grafcet* são as seguintes:

- 1- Inicialização – Na inicialização do sistema devem ser ativas as etapas iniciais.
- 2- Transposição de uma transição – Uma transição pode ser válida ou não. Sempre que todas as etapas imediatamente anteriores, unidas a esta transição, se encontrarem ativas, a transição é válida. Caso a transição seja válida e a respetiva recetividade, a transição é obrigatoriamente transposta. De ter em conta que a recetividade corresponde a condições a verificar para que se possa ultrapassar as transições válidas.

- 3- Evolução das etapas ativas – A transposição de uma transição implica a ativação de todas as etapas unidas imediatamente a seguir a esta. Implica também a desativação de todas as etapas que se encontram ativas, imediatamente anteriores.
- 4- Simultaneidade na transposição das transições – Caso haja várias transições simultaneamente transponíveis, estas serão simultaneamente transpostas.
- 5- Prioridade de ativação – Caso uma etapa seja ativa e desativa ao mesmo tempo, no decorrer do funcionamento do automatismo, a prioridade deve ser dada à ativação.

Programação do *grafcet* num PLC com recurso a instruções básicas de programação

Para que seja possível programar o *grafcet* no PLC com recurso a instruções básicas de programação é necessário estabelecer as equações lógicas para cada etapa, como mostrado na Figura C-5.

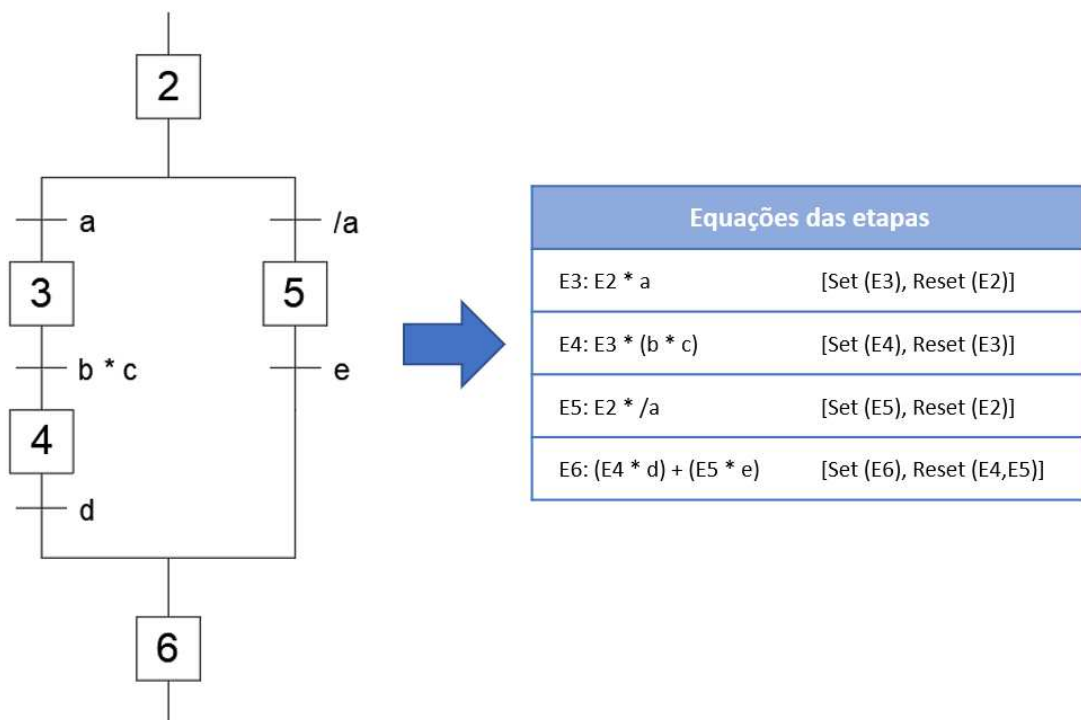


Figura C-5: Estabelecer as equações das etapas a partir do *grafcet*.

Após estabelecidas as equações das etapas, recorre-se ao *software* de programação do PLC, neste caso o TIA Portal, e converte-se para *ladder*. A forma de converter as equações das etapas para diagrama de contactos encontra-se exemplificada na Figura C-6.

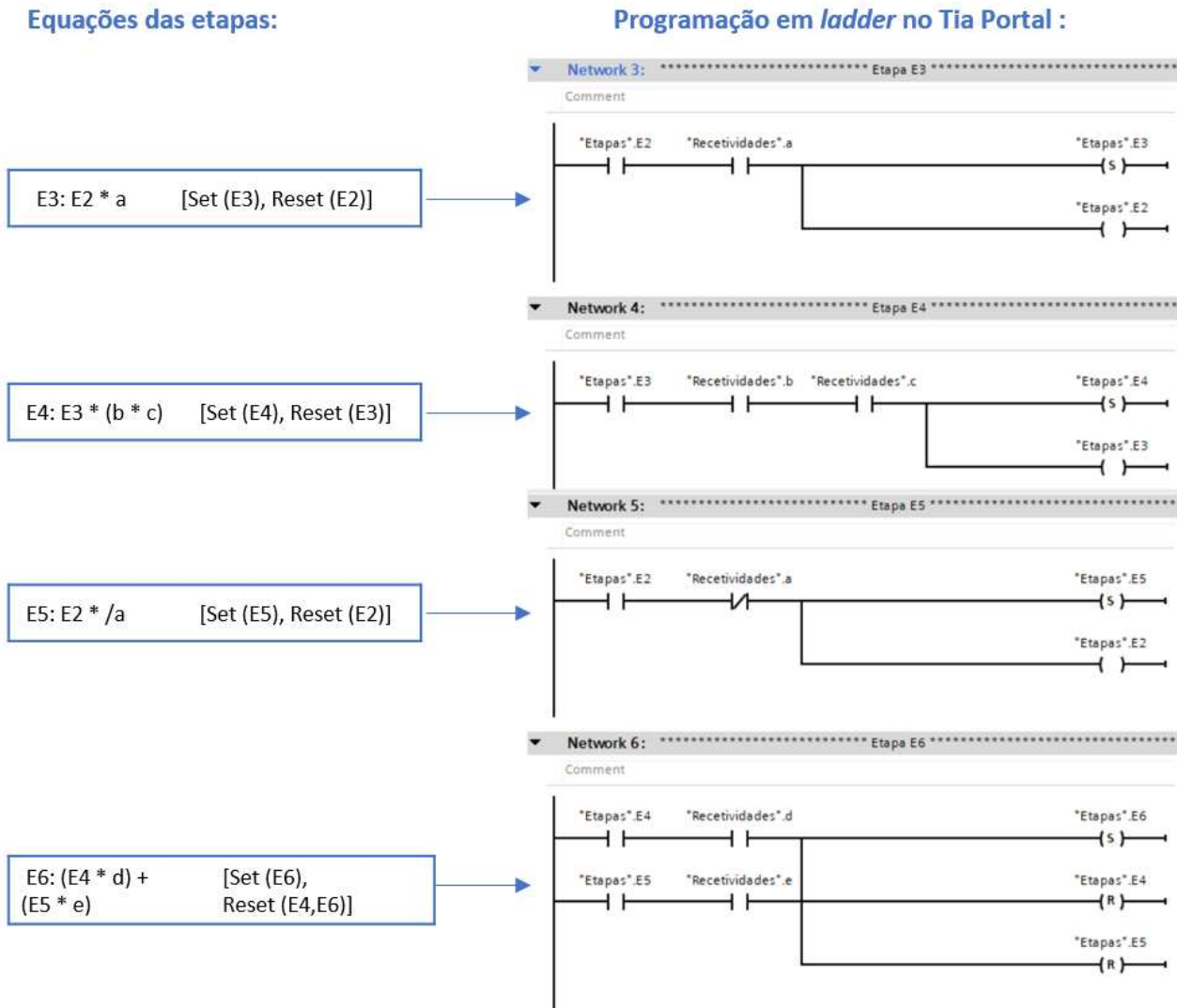


Figura C-6: Converter equação das etapas para *ladder*.

Também é possível passar do *grafcet* para lista das instruções. Para tal é necessário obter-se as equações das etapas e de seguida converter as equações em lista de instruções, como apresentado na Figura C-7 . Pode-se também passar de *ladder* para lista de instruções.

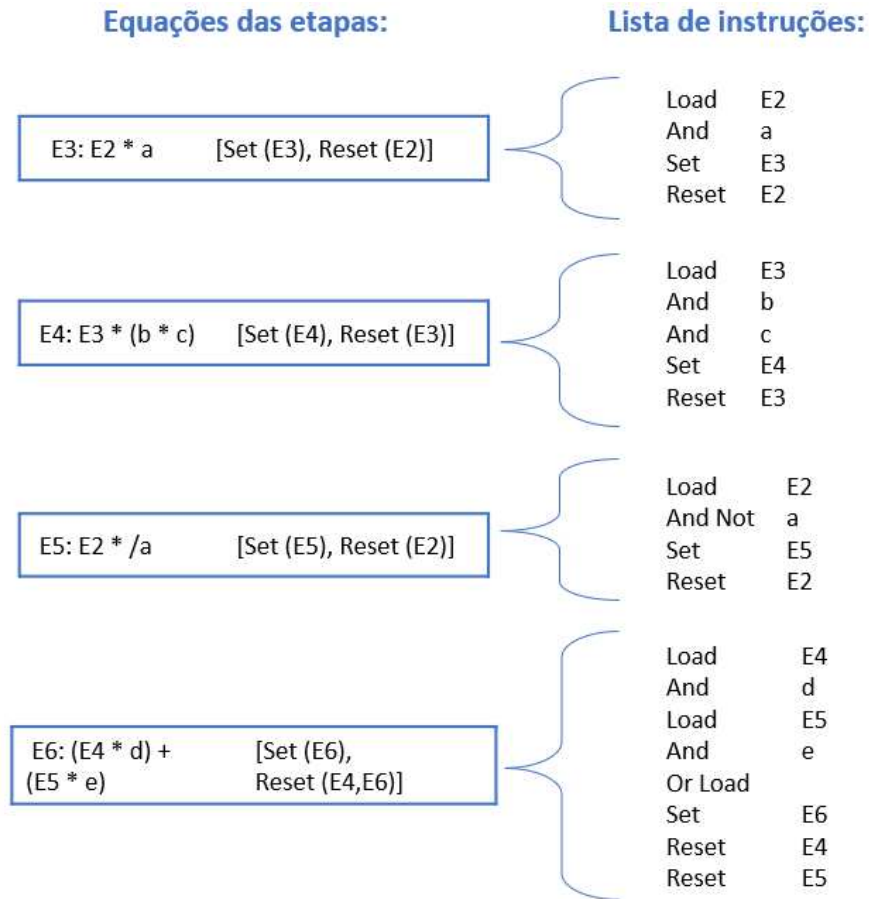


Figura C-7: Converter equações das etapas em lista de instruções.

Grafcet do motor de passo do AMBU e da válvula PEEP

Na Tabela C-1 apresentam-se as abreviaturas e os temporizadores utilizados na elaboração dos *grafcet*.

Tabela C-1: Abreviaturas e temporizadores utilizados nos *grafcet*.

PosDesc	Posição de Descanso do motor de passo do AMBU
PosRep	Posição de Repouso do motor de passo da válvula PEEP
PosFinal	Posição Final
FC	Fim de Curso
SO	Sensor Ótico / Sensor Fotoelétrico
Cuti	Contador de utilizações – Tem o objetivo de contar os ciclos respiratórios
Cref	Ciclos de referência – Número de ciclos respiratórios para os motores de passo se referenciarem
t37	Tempo de atraso
t38	Tempo expiratório
t39	Tempo inspiratório

A Figura C-8 mostra o *grafcet* elaborado para o motor de passo do AMBU e o *grafcet* da válvula PEEP encontra-se apresentado na Figura C-9.

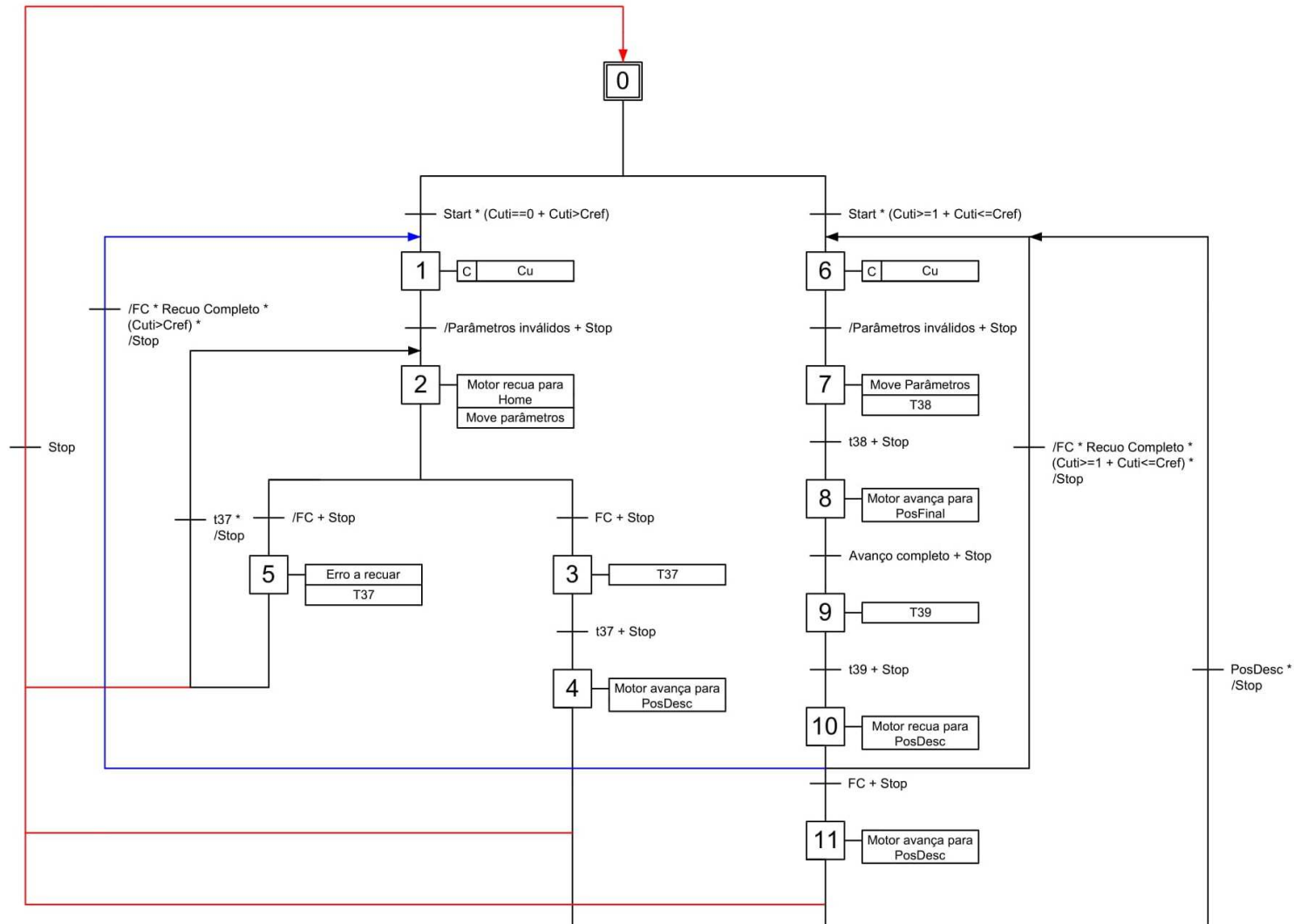


Figura C-8: Grafcet do motor de passo do AMBU.

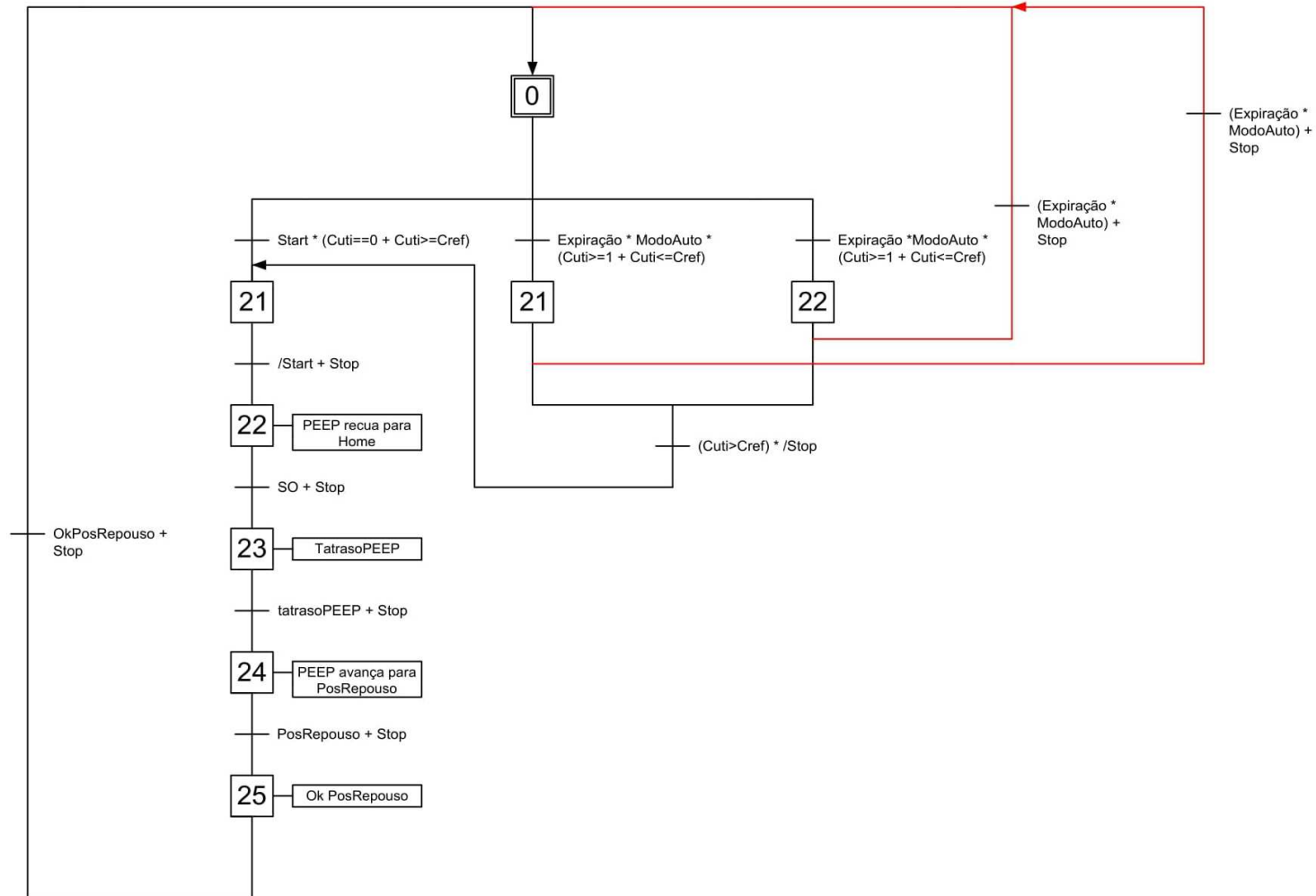


Figura C-9: Grafcet da válvula PEEP.

APÊNDICE D – GERADOR DE PULSO E OBJETO DE TECNOLOGIA PARA OS MOTORES DE PASSO

Neste apêndice apresentam-se os procedimentos necessários para habilitar o gerador de pulsos PTO/PWM e a introdução e configuração dos objetos de tecnologia “TO_PositioningAxis”.

Para se habilitar o gerador de pulsos recorre-se às propriedades do PLC e em “Pulse generators PTO/PWM” habilitou-se o “PTO1/PWM1” para o motor de passo do AMBU, como mostrado na Figura D-1. Para o motor de passo da válvula PEEP, efetuou-se o mesmo procedimento, mas para o “PTO2/PWM2”.

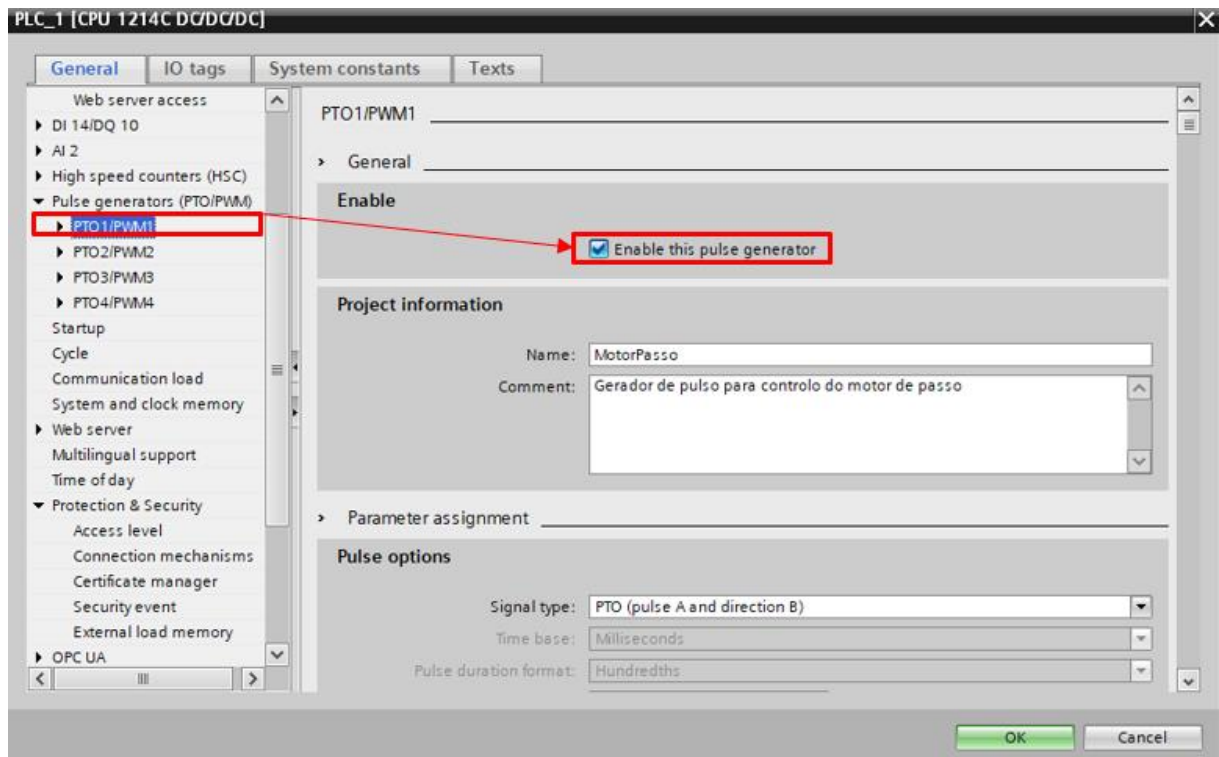


Figura D-1: Habilitar gerador de pulsos.

Para se criar o objeto de tecnologia recorre-se à pasta “Technology objects” e seleciona-se adicionar um novo. Após isto escolhe-se a opção “Motion control” seguida de “TO_PositioningAxis”. Estes procedimentos apresentam-se na Figura D-2.

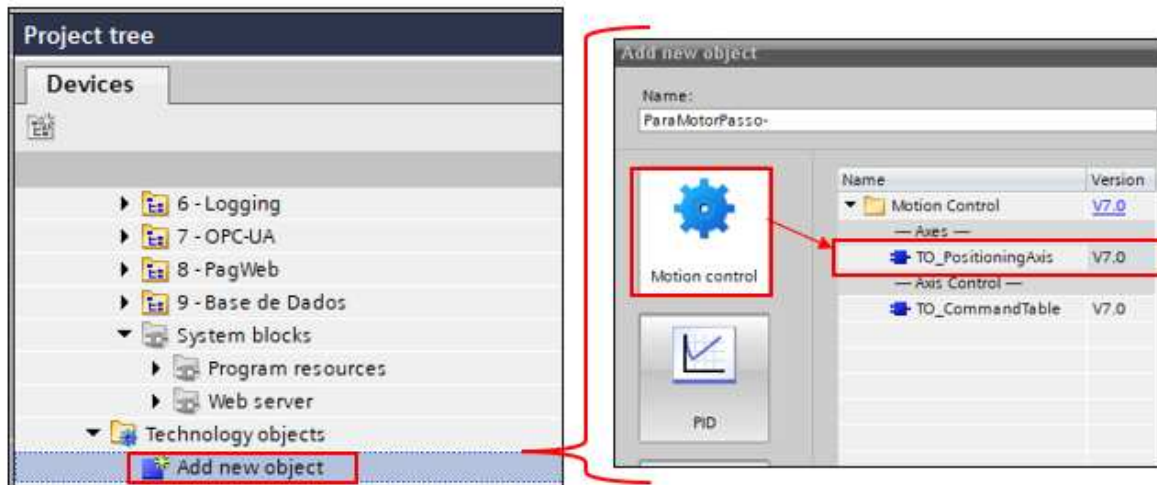


Figura D-2: Criação do objeto de tecnologia.

Após criado o objeto de tecnologia é necessário configurá-lo, portanto foram efetuados os seguintes passos:

1. Selecionar a opção PTO (*Pulse-Train-Output*) e escolher a unidade de medida. O PTO corresponde à interface entre o PLC e o *driver*, sendo utilizado para um posicionamento ou controlo de velocidade preciso. A frequência da saída de pulso representa a velocidade e o número de pulsos que são emitidos representam a distância a ser percorrida. Para tal, é necessário efetuar-se o mostrado na Figura D-3, recorrendo-se às configurações gerais do objeto de tecnologia.

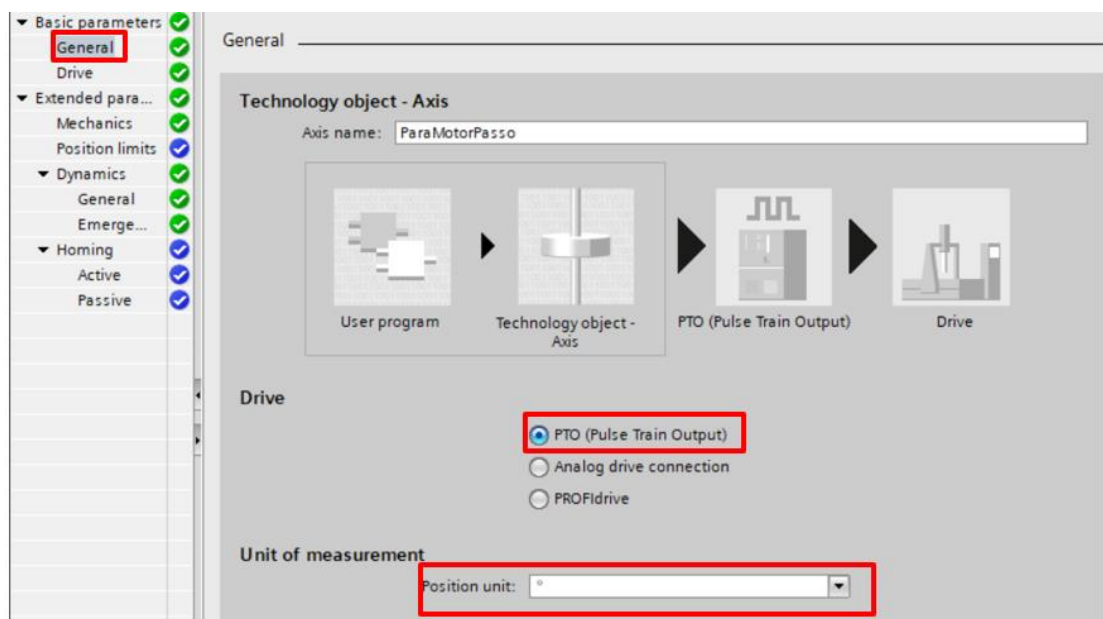


Figura D-3: Escolha da unidade de medida e da interface entre o PLC e o *driver*.

2. Configurar a interface de *hardware* do objeto de tecnologia. É nesta etapa onde se coloca o gerador de pulso que se pretende utilizar, o tipo de sinal, neste caso PTO, e as saídas responsáveis por indicarem o pulso e a direção ao *driver*. A Figura D-4 apresenta estes parâmetros.

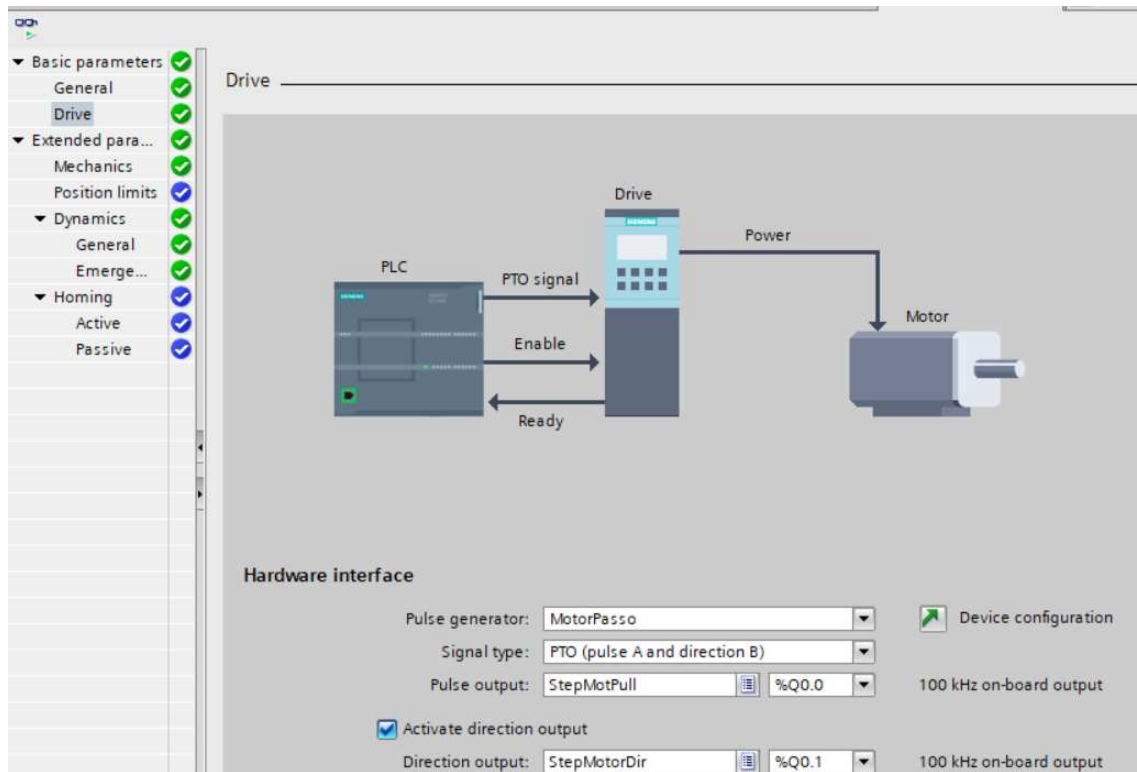


Figura D-4: Configurações da interface de *hardware* do objeto de tecnologia.

3. Efetuar as configurações mecânicas, como mostrado na Figura D-5. Colocou-se 1600 na opção “Pulses per motor revolution”, visto que, o motor possui 200 passos e se está a trabalhar a 8 micro passos ($200 \cdot 8 = 1600$).

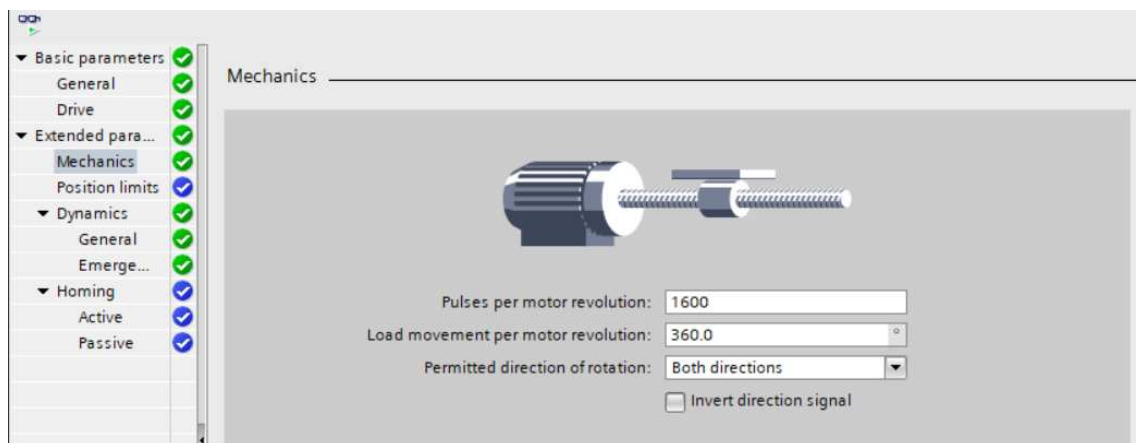


Figura D-5: Configurações mecânicas.

APÊNDICE E – ECRÃS HMI

Neste apêndice apresentam-se todos os ecrãs criados na HMI, que facilitam a interação entre o utilizador e o equipamento.

O ecrã presente na Figura E-1 permite ao utilizador aceder ao modo auto ou ao modo manutenção.

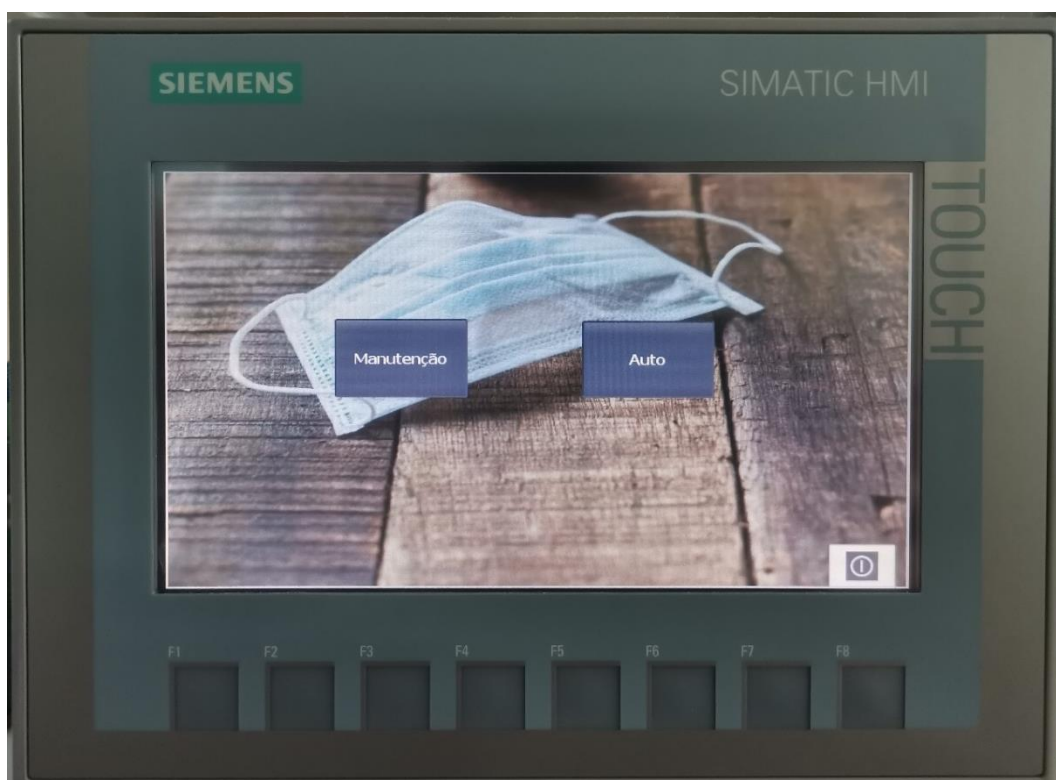


Figura E-1: Ecrã menu geral.

O modo auto possui os ecrãs presentes nas figuras: Figura E-2, Figura E-3, Figura E-4, Figura E-5 e Figura E-6.

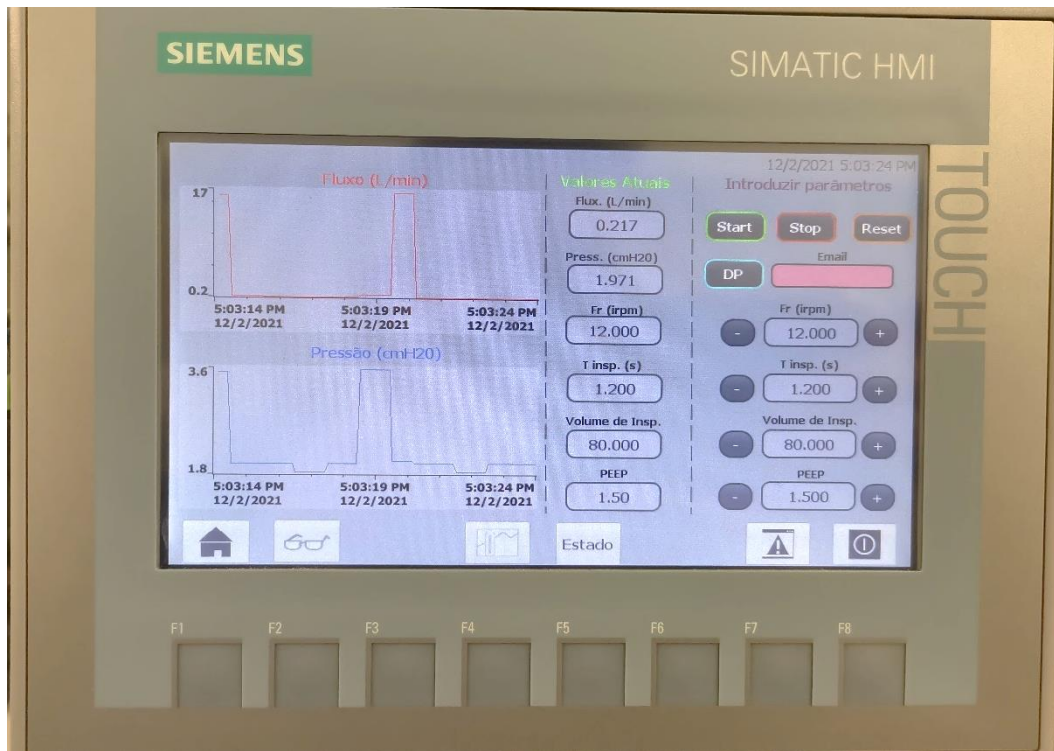


Figura E-2: Ecrã Visão Geral.

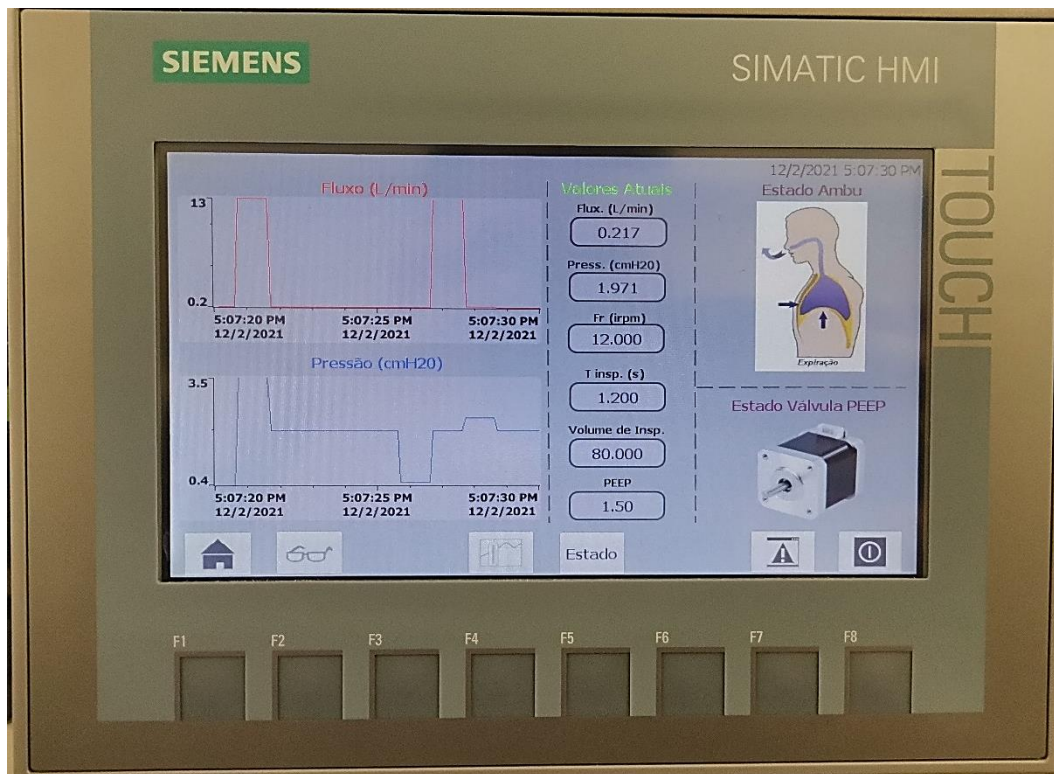


Figura E-3: Ecrã Visão Geral Monitorização.

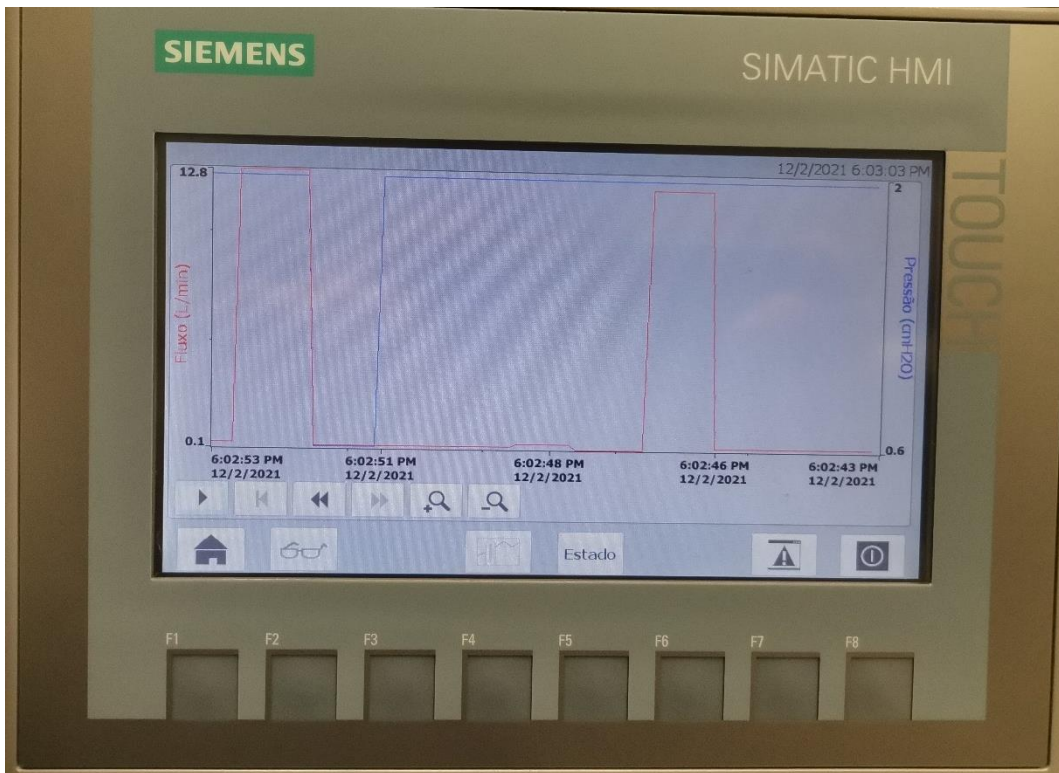


Figura E-4: Ecrã Dados Sensores.

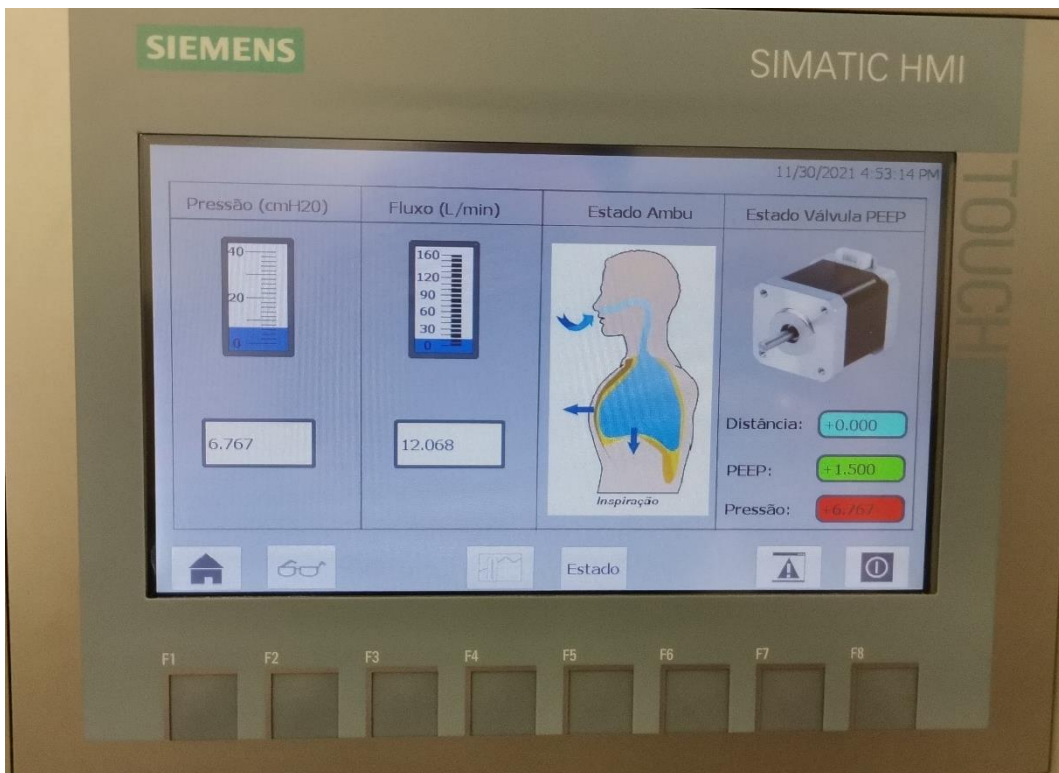


Figura E-5: Ecrã Estado.

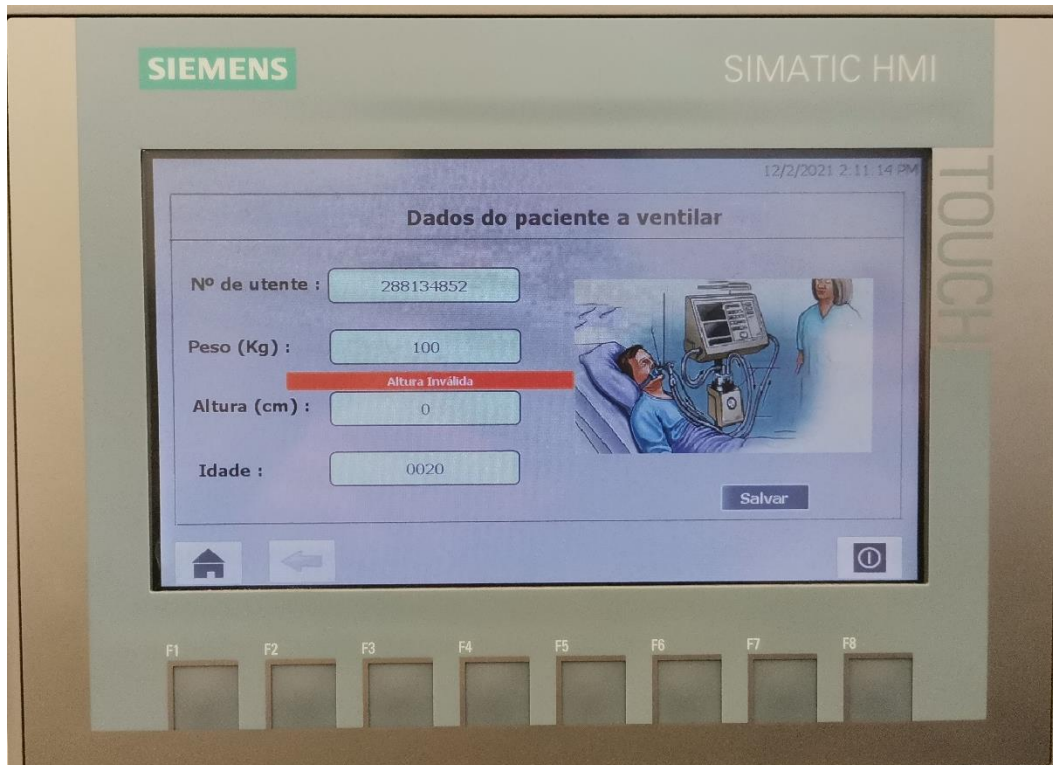


Figura E-6: Ecrã Dados Paciente.

Para o modo manutenção foram elaborados os ecrãs apresentados nas figuras seguintes (Figura E-7 - Figura E-14).



Figura E-7: Ecrã Menu Modo Manutenção.

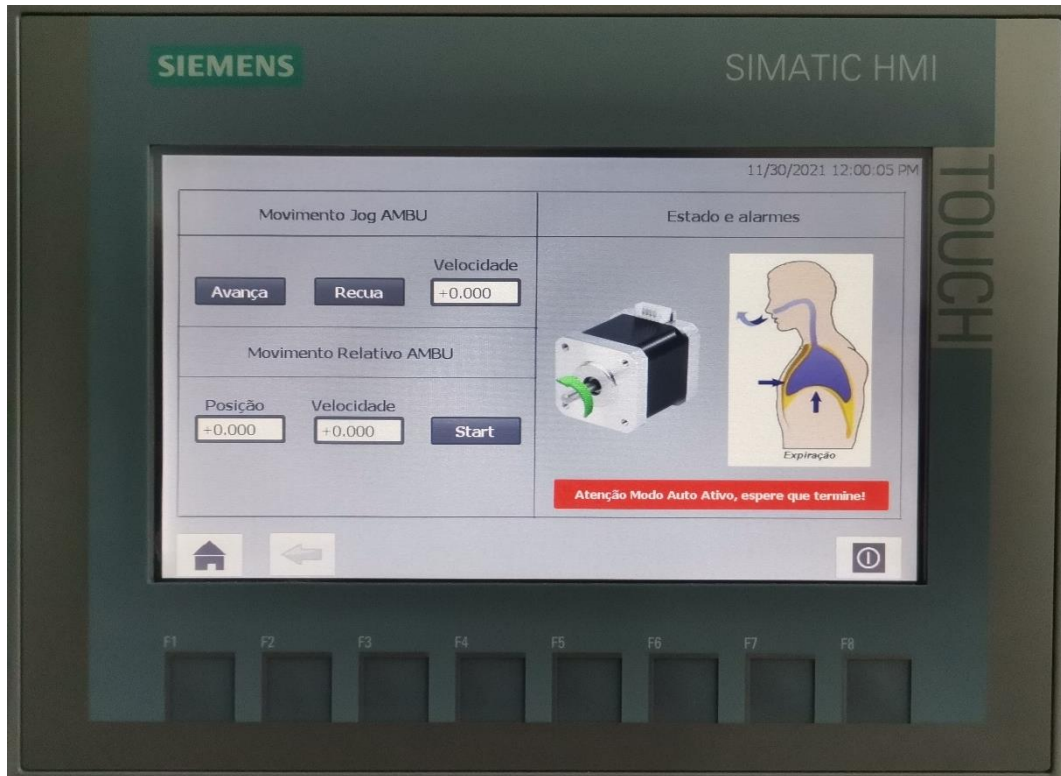


Figura E-8: Ecrã Modo Manual Manutenção.

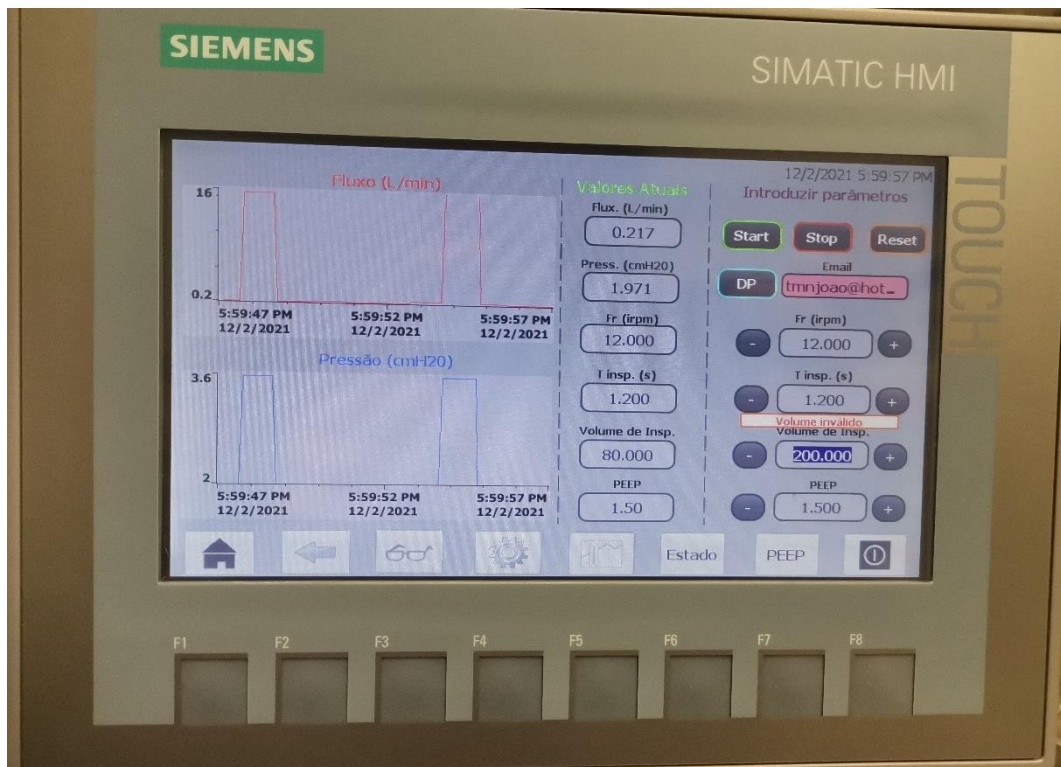


Figura E-9: Ecrã Visão Geral Manutenção.

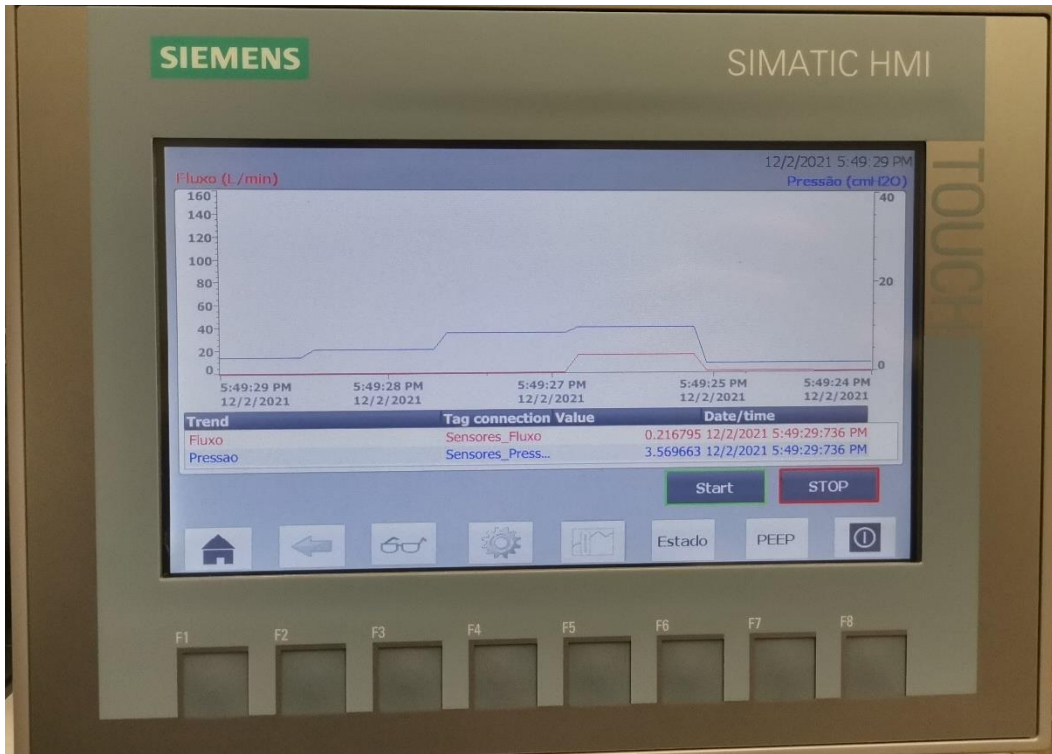


Figura E-10: Ecrã Dados Sensores Manutenção.

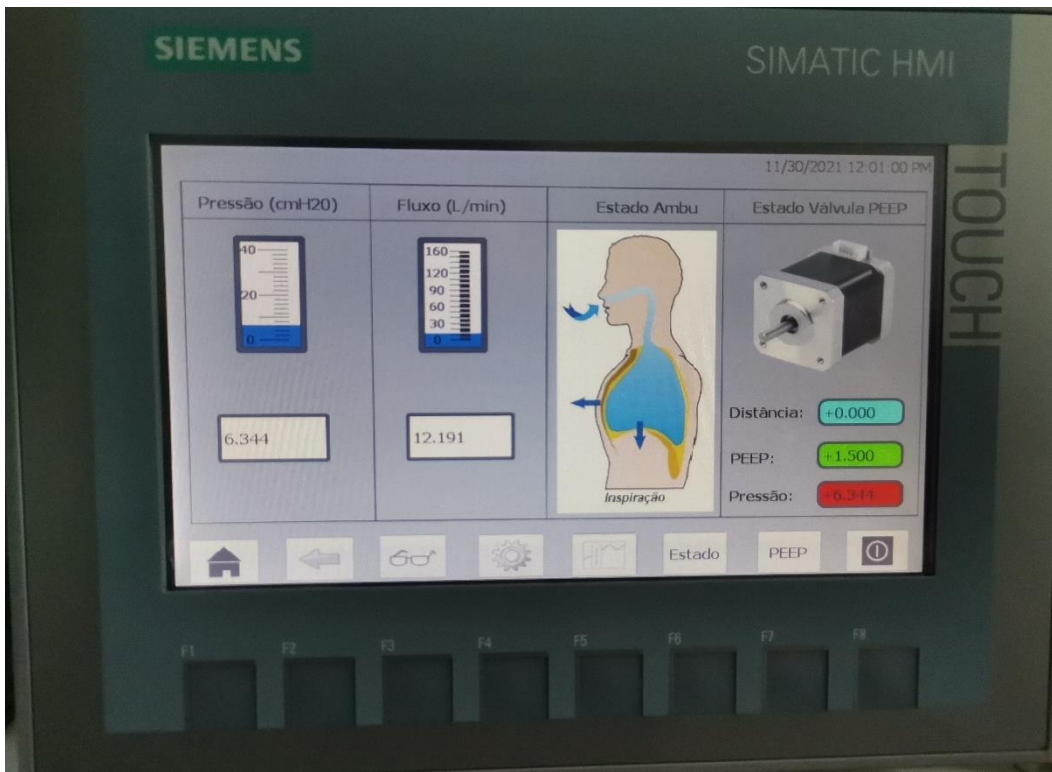


Figura E-11: Ecrã Estado Manutenção.

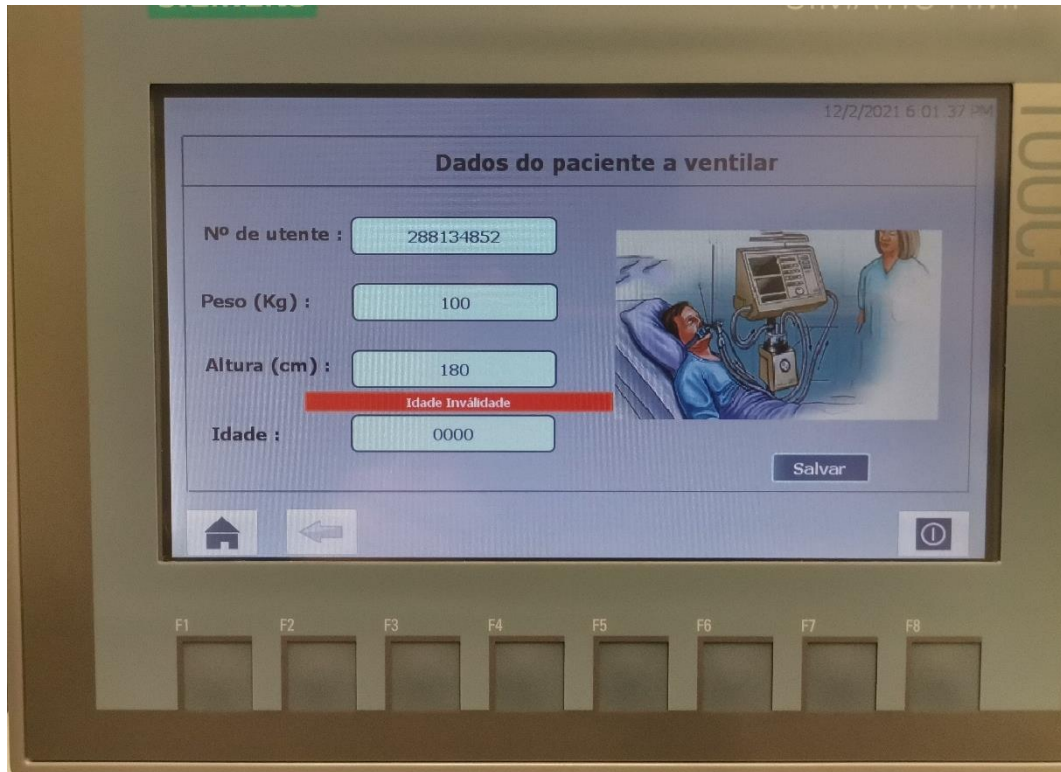


Figura E-12: Ecrã Dados Paciente Manutenção.

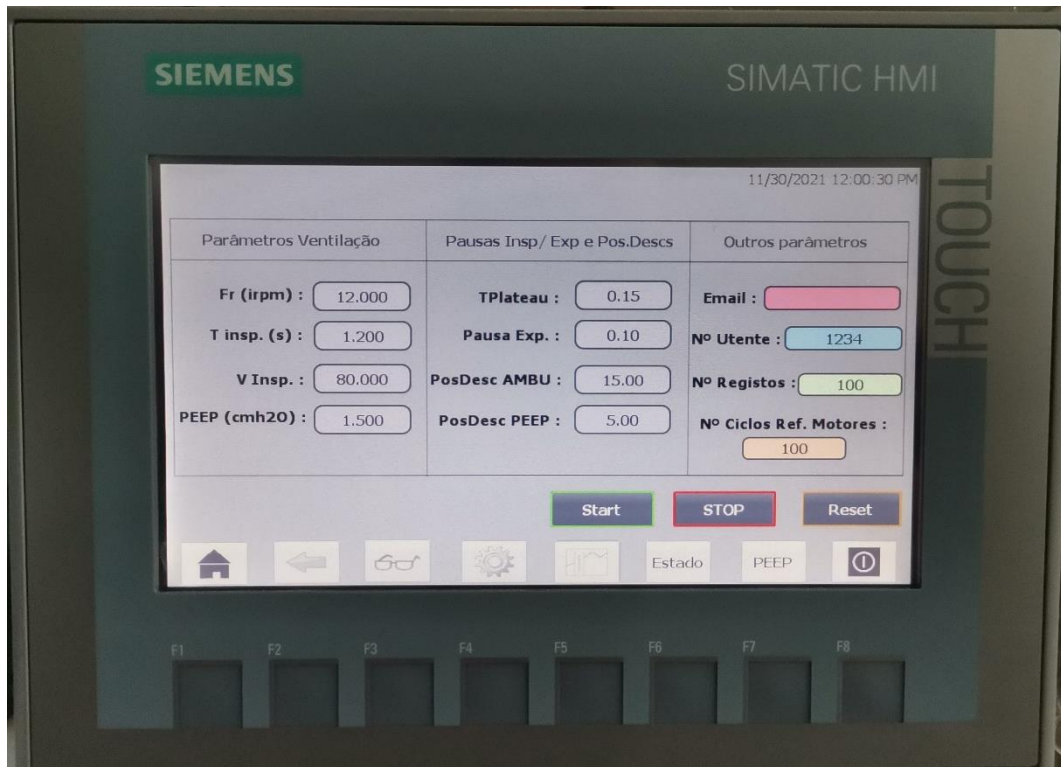


Figura E-13: Ecrã Parâmetros Manutenção.

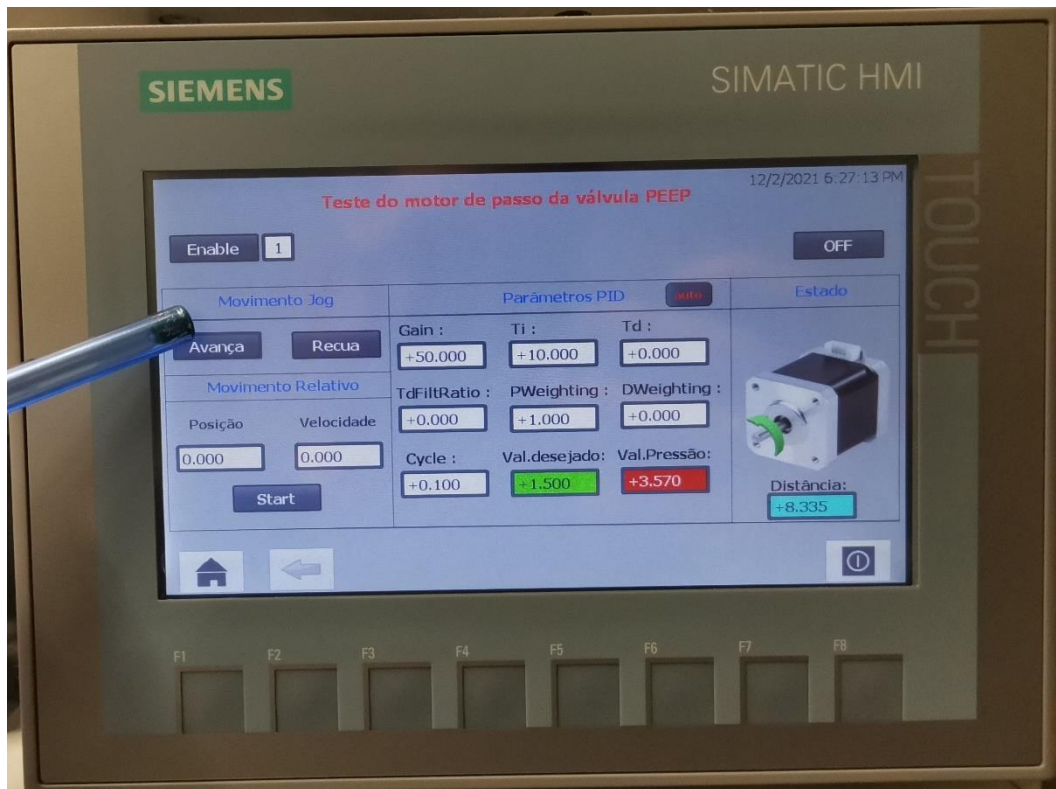


Figura E-14: Ecrã Teste Válvula PEEP.

APÊNDICE F – CONFIGURAÇÃO DO PLC COMO SERVIDOR OPC UA

Este apêndice indica os procedimentos necessários para configurar o PLC S7-1200 como servidor OPC UA. No TIA Portal são necessários os seguintes passos:

1. Ativar o OPC UA *server* nas propriedades do PLC, como apresentado na Figura F-1. De notar que será gerado um endereço onde a porta por defeito do OPC UA é a 4840.

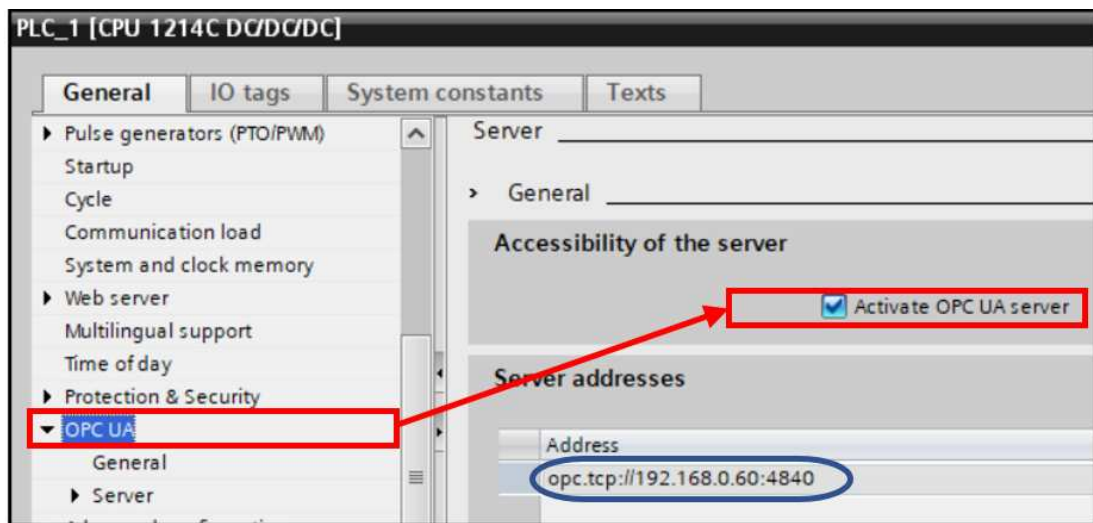


Figura F-1: Ativar OPC UA *server*.

2. Desmarcar a opção “NO security”, evitando assim que qualquer cliente OPC UA se conecte sem ser necessário nenhum tipo de segurança. O procedimento encontra-se apresentado na Figura F-2.

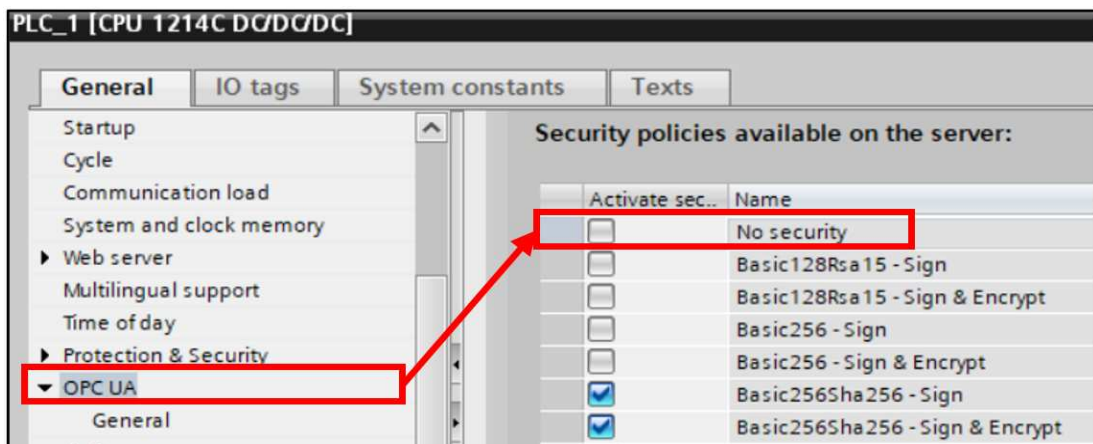


Figura F-2: Opção de segurança do OPC UA.

3. Habilitar a licença do OPC na opção “Runtime licenses” das propriedades do PLC, como mostrado na Figura F-3.

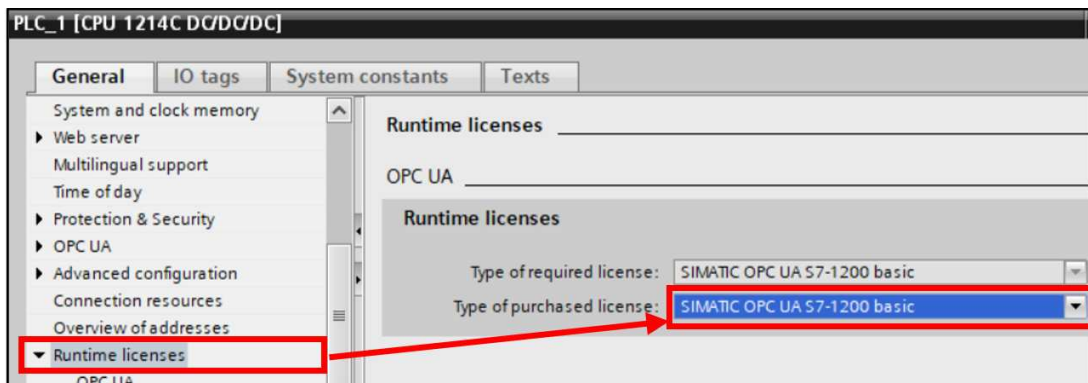


Figura F-3: Habilitar a licença do OPC.

4. Criação de um Bloco de dados (DB) com os dados que se pretendem compartilhar (neste caso fluxo e pressão). Deve-se certificar que as opções “Accessible from HMI/OPCUA/Web API” e “Writable from HMI/OPCUA/Web API” encontram-se marcadas, bem como a opção “Data block accessible from OPC UA” nas propriedades do DB. Estes procedimentos encontram-se apresentados na Figura F-4.

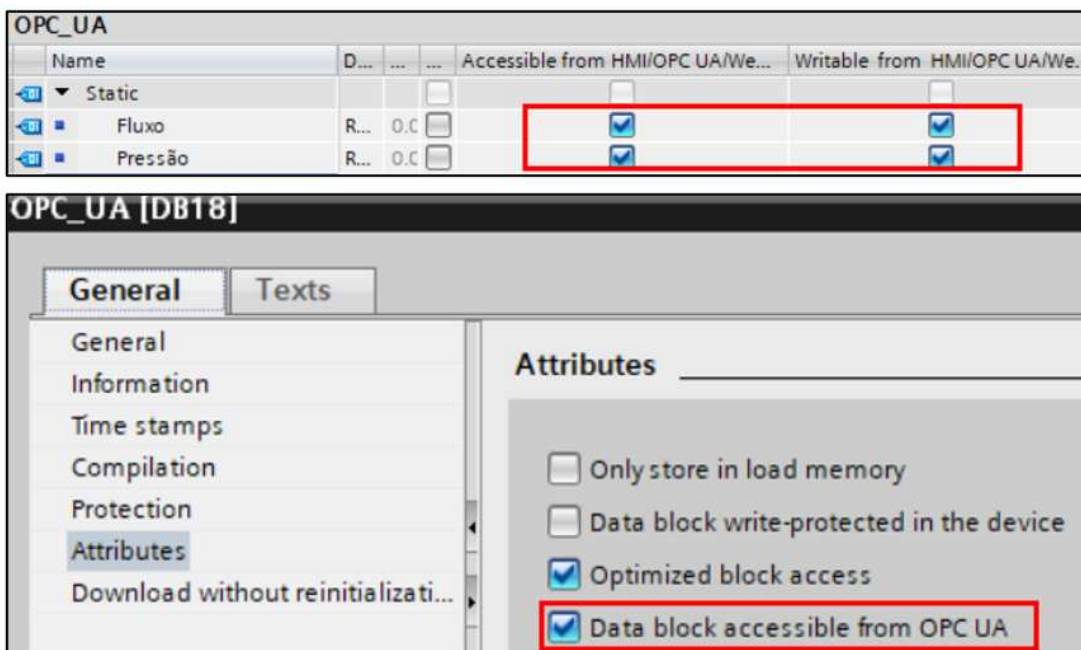


Figura F-4: Criação de um DB com os dados a partilhar no servidor OPC UA.

5. Criação da interface OPC UA, seguindo os passos mostrados na Figura F-5. Após a criação da interface deve-se colocar nesta os dados que se pretende partilhar, tal como apresentado na Figura F-6.

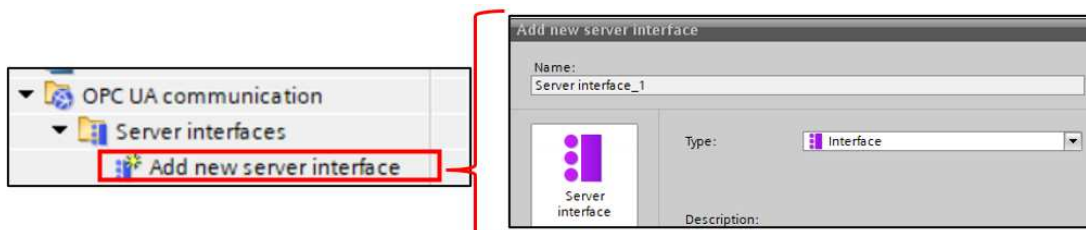


Figura F-5: Criação da interface OPC UA.

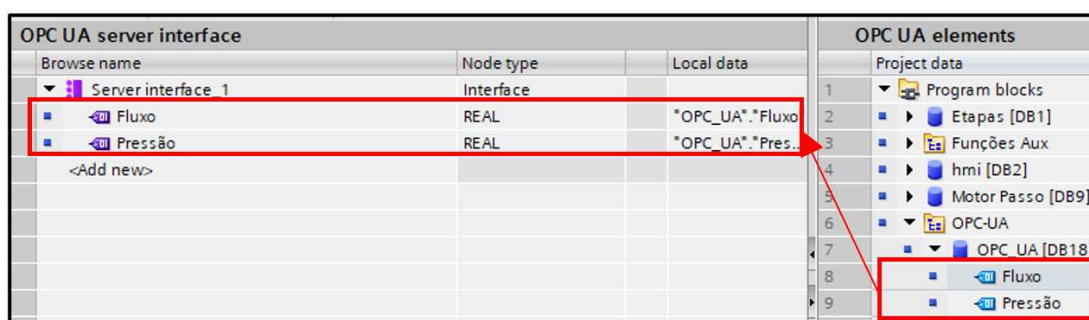


Figura F-6: Colocação dos dados na interface OPC UA.

APÊNDICE G – PARAMETRIZAÇÃO DA FUNÇÃO “DATALOG1200”

Para se parametrizarem os blocos de função utilizados, criou-se um DB designado de “RegistaDados”, onde se colocaram todos os parâmetros necessários para o bom funcionamento do registo de dados.

De atenção em especial ao parâmetro ”data”, uma vez que é neste que se introduzem os dados que se pretendem registar. A ordem como são colocados, deve condizer com a ordem colocada no parâmetro “header”.

A Figura G-1 mostra os parâmetros para o bloco de função “DataLog1200” associado ao DB "InstDataLogSameFile" e a Figura G-2 apresenta os parâmetros colocados para o bloco de função “DataLog1200” associado ao DB "InstDataLogNewFile".

RegistoDados			
Name	Data type	Start value	
dataLogSameFile	Struct		
enable	Bool	false	
delete	Bool	false	
data	Struct		
'Data_Hora'	DTL	DTL#1970-01-01-00:00:00	
YEAR	UInt	1970	
MONTH	USInt	1	
DAY	USInt	1	
WEEKDAY	USInt	5	
HOUR	USInt	0	
MINUTE	USInt	0	
SECOND	USInt	0	
NANOSECO...	UDInt	0	
'Fluxo'	Real	0.0	
'Pressao'	Real	0.0	
done	Bool	false	
error	Bool	false	
status	Word	16#0	
subFunctionStatus	Word	16#0	
numberRecords	UDInt	0	
sync	Bool	false	
last	Struct		

Figura G-1: Parâmetros do FB "DataLog1200" associado ao DB “InstDataLogSameFile”.

RegistoDados			
	Name	Data type	Start value
26	dataLogNewFile	Struct	
27	enable	Bool	false
28	delete	Bool	false
29	data	Struct	
30	'Data_Hora'	DTL	DTL#1970-01-01-00:00:00
31	YEAR	UInt	1970
32	MONTH	USInt	1
33	DAY	USInt	1
34	WEEKDAY	USInt	5
35	HOUR	USInt	0
36	MINUTE	USInt	0
37	SECOND	USInt	0
38	NANOSECO...	UDInt	0
39	'Fluxo'	Real	0.0
40	'Pressao'	Real	0.0
41	done	Bool	false
42	error	Bool	false
43	status	Word	16#0
44	subFunctionStatus	Word	16#0
45	id	DWord	16#0
46	numberRecords	UDInt	0
47	sync	Bool	false
48	full	Bool	false
49	fullOld	Bool	false
50	currentName	String	"
51	last	Struct	

Figura G-2: Parâmetros do FB "DataLog1200" associado ao DB "InstDataLogNewFile".

APÊNDICE H– PROCEDIMENTOS PARA O ENVIO DE E-MAILS

Neste apêndice indicam-se os procedimentos necessários para que o PLC S7-1200 possa enviar e-mails com e sem anexo para uma conta de email, utilizando o Gmail como servidor de e-mail.

Configuração do servidor de e-mail

Primeiramente será necessário ter uma conta Gmail, com o propósito desta atuar como servidor de e-mail.

Para que o PLC tenha acesso à conta Gmail é necessário efetuar os seguintes passos:

1. Desabilitar “Validação em dois passos” e habilitar o acesso a aplicações menos seguras. Para isto procede-se à abertura da conta Gmail, acede-se a “Gerir a sua Conta Google” e recorre-se à opção de segurança. Este procedimento mostra-se na Figura H-1.



Figura H-1: Procedimento necessário nas opções de segurança da conta Gmail.

2. Permitir que o PLC possa aceder à conta Gmail via SMTP. Deve-se habilitar a opção “Permitir POP para todo o correio” e “Ativar IMAP”. Na Figura H-2 encontra-se o processo para habilitar estas duas opções.

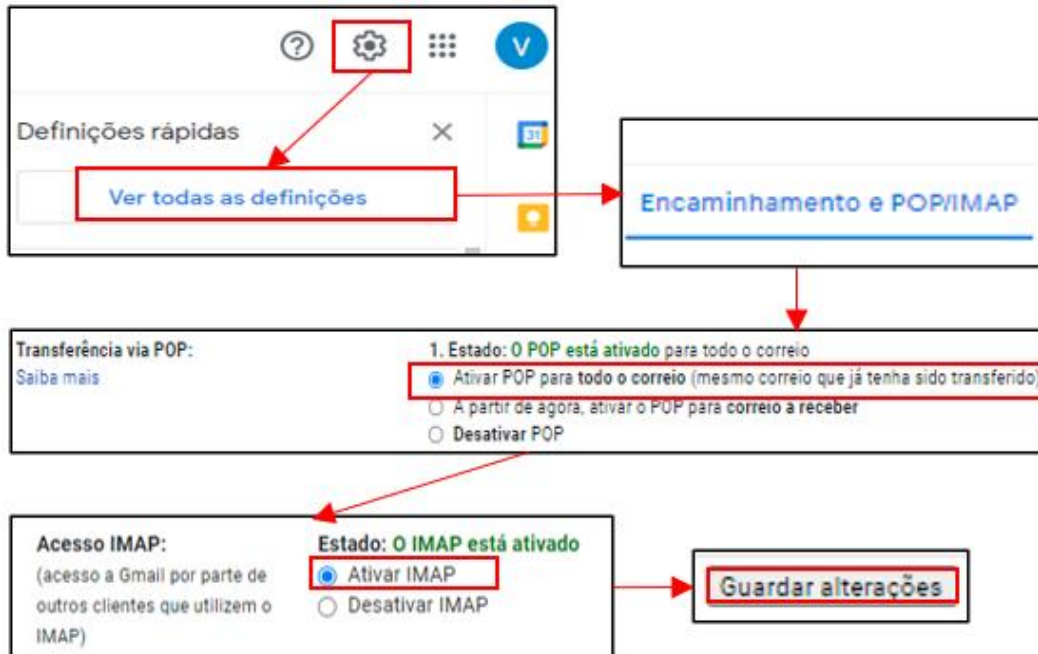


Figura H-2: Ativação do POP e IMAP na conta Gmail.

Obter o certificado de criptografia

O PLC necessita do certificado associado ao servidor de serviços de e-mail, de forma a poder assinar e criptografar mensagens. Para se verificar o certificado associado ao Gmail, executam-se os passos indicados na Figura H-3.

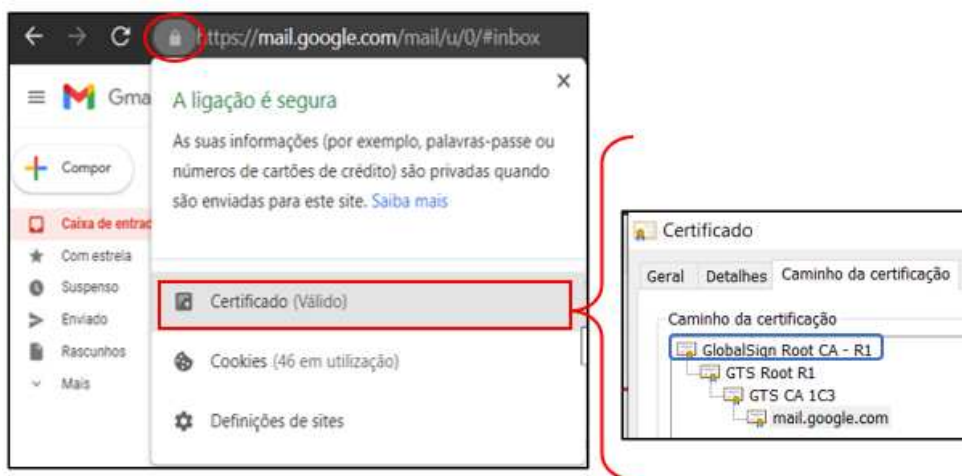


Figura H-3: Verificação do certificado de criptografia utilizado pelo Gmail.

Após se identificar o certificado, ter-se-á de o localizar no gestor de certificados do Windows e exportá-lo como um arquivo *.cer no formato binário. A Figura H-4 apresenta o procedimento necessário para a exportação do certificado.

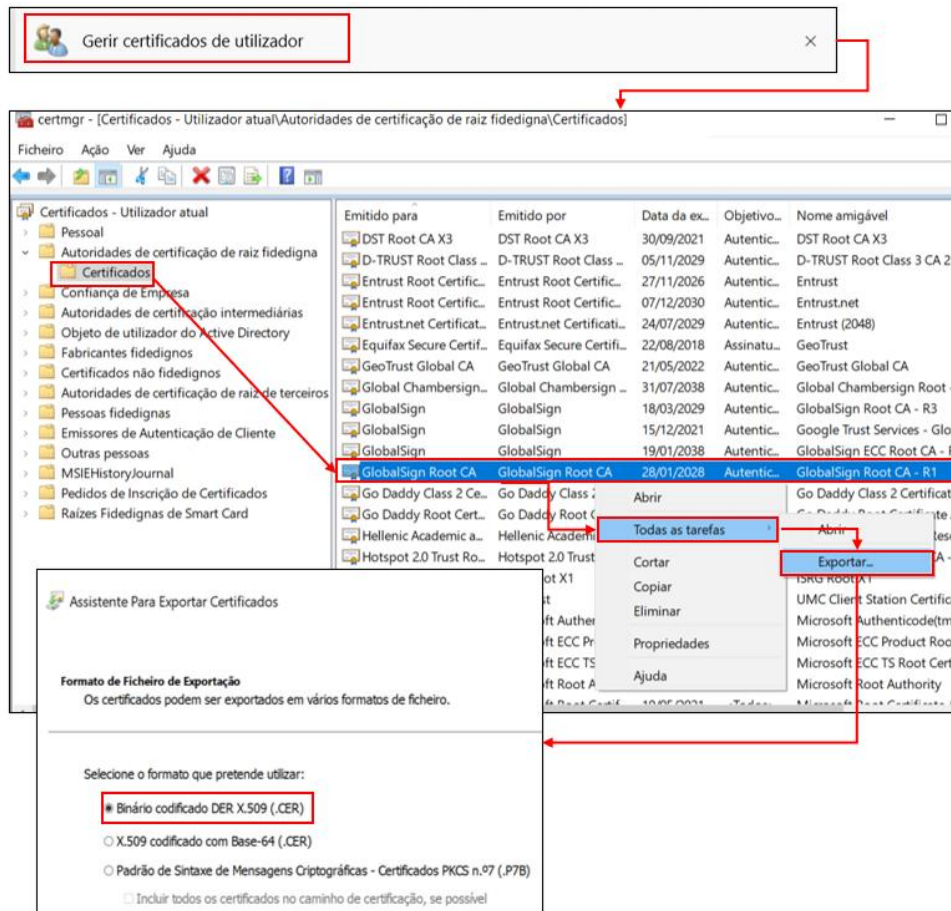


Figura H-4: Exportação do certificado de criptografia.

Importar o certificado para o TIA Portal

Após configurar o servidor de email e obter o certificado de criptografia correto, as configurações restantes são realizadas no TIA Portal.

Para se importar o certificado para o TIA Portal efetuam-se os seguintes passos:

1. Criação de um utilizador e palavra-passe, com funções de administrador, fornecendo assim recursos de segurança adicionais. Estes recursos, possibilitam adicionar um certificado ao projeto. O nome de utilizador e palavra-passe, serão solicitados sempre que se pretende abrir o projeto. Na Figura H-5 ilustra-se o método a seguir para executar este ponto em questão.

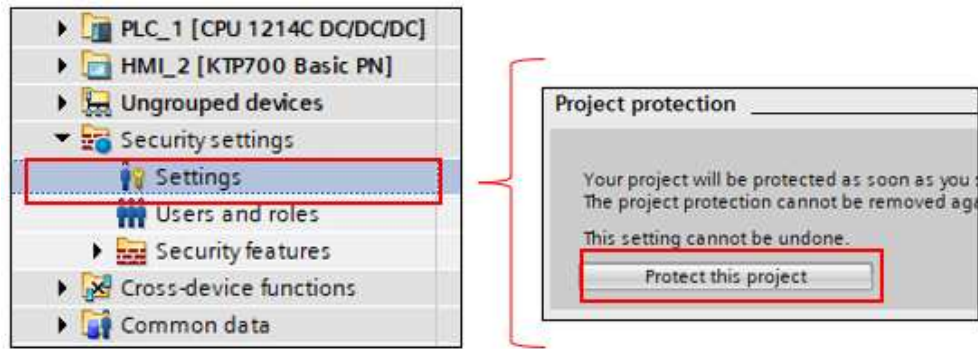


Figura H-5: Criação de um utilizador e palavra-passe no PLC.

2. Importação do arquivo do certificado. Para tal será necessário recorrer à pasta “Security settings”, seguido de “Security features” e abre-se a opção “Certificate manager”. Dentro desta opção, pressiona-se com o botão direito do rato e importa-se o certificado, como apresentado na Figura H-6.

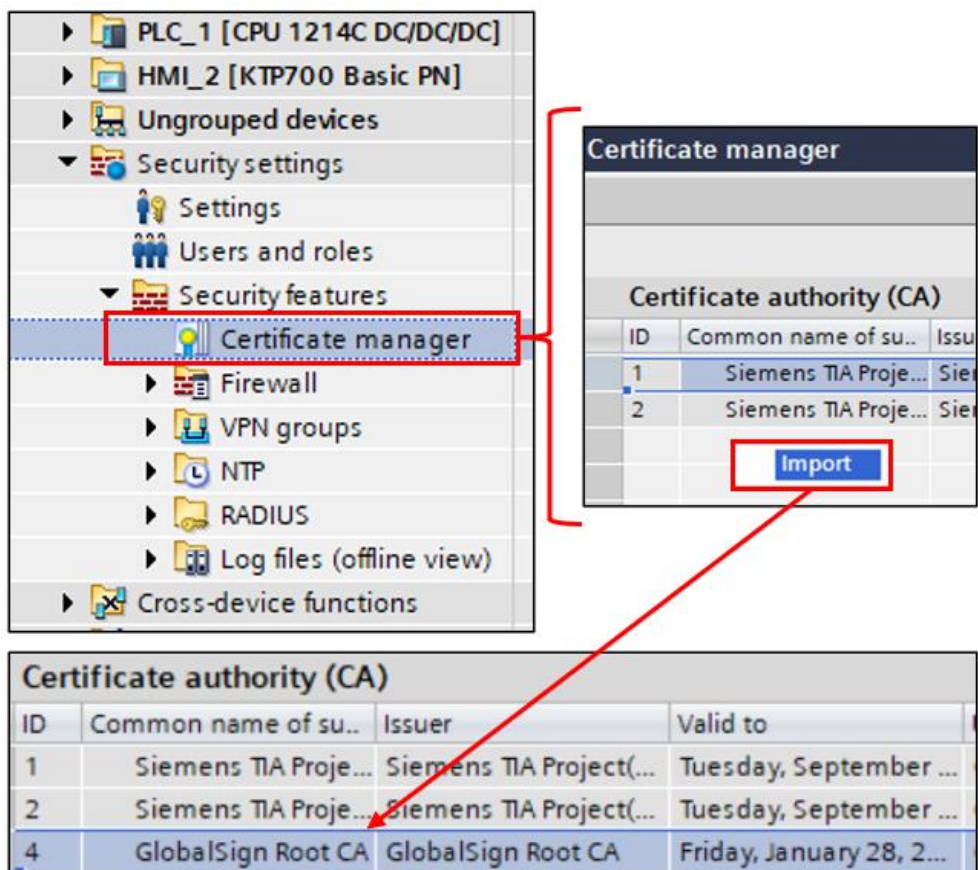


Figura H-6: Importação do certificado de criptografia para o TIA Portal.

Atualizar as configurações do PLC

Após a importação do certificado para o projeto, as configurações do PLC devem ser atualizadas, para que este possa estabelecer conexão com o servidor.

Primeiramente deve-se ativar o uso das configurações de segurança globais, recorrendo-se às propriedades de proteção e segurança do PLC, como mostrado na Figura H-7.



Figura H-7: Ativação do uso das configurações de segurança globais.

É também necessário instalar o certificado, como exemplifica a Figura H-8, para que o PLC possa comunicar com servidor de e-mail. O ID que aparece após o certificado ser instalado, deve ser anotado, uma vez que, irá ser necessário quando se for configurar o bloco de dados da função “TMAIL_C”.

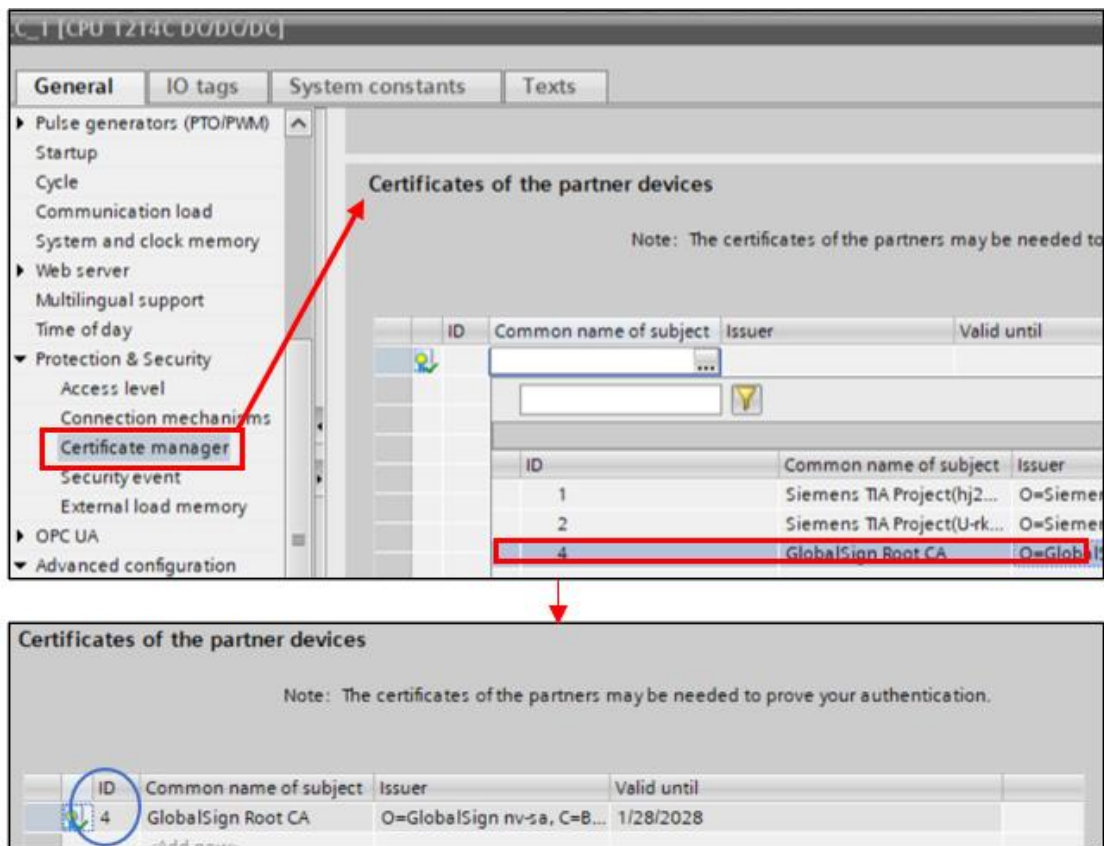


Figura H-8: Instalação do certificado nas propriedades do PLC.

Após a instalação do certificado, nas propriedades do PLC, é fundamental configurar o servidor DNS (*Domain Name System*). O DNS é indispensável para associar nomes de domínio aos endereços IP, necessários para fluir informações entre o PLC e o servidor de e-mail. Por norma o *router* ao qual se encontra o PLC ligado, atuará como servidor DNS e conseqüentemente o endereço do *router* (192.168.0.1) deverá corresponder ao endereço colocado nas configurações de DNS do PLC. Foram também colocados os endereços DNS da Google (8.8.8.8 e 8.8.4.4). A Figura H-9 mostra os procedimentos para configurar o servidor DNS nas propriedades do PLC.

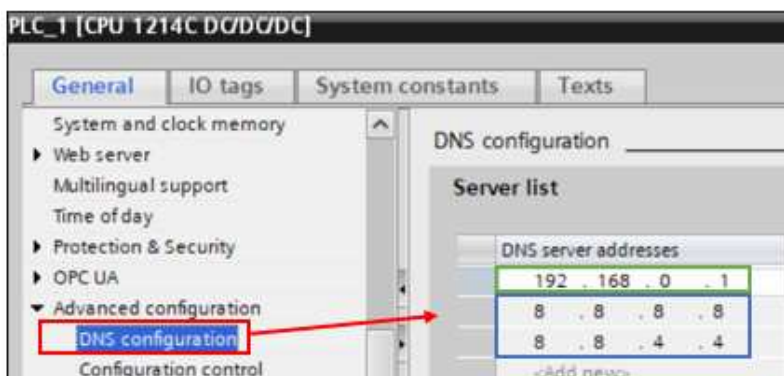


Figura H-9: Configuração do DNS.

Configurar o bloco de função “TMAIL_C”

A instrução “TMAIL_C” é responsável pelo envio de e-mails do S7-1200 para o servidor de email. Esta utiliza, como referido anteriormente, o protocolo SMTP. A função encontra-se disponível nas instruções de comunicação “Open user communication”, como mostrado na Figura H-10.

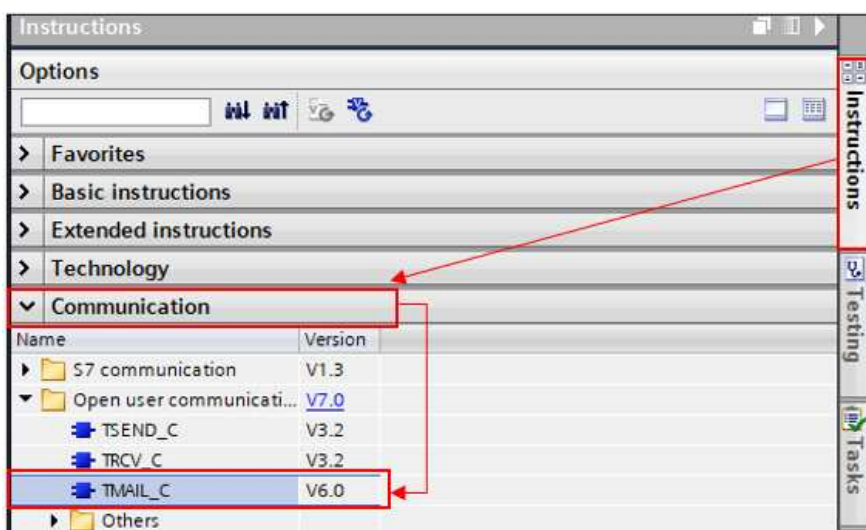


Figura H-10: Localização da instrução “TMAIL_C”.

Foi criado um bloco de dados, designado por “DadosTMAIL”, onde serão inseridos os parâmetros necessários para o bom funcionamento da instrução “TMAIL_C”. Neste bloco de dados constam os parâmetros para o bloco de função “TMAIL_C”, estes encontram-se posteriormente dentro de uma estrutura do tipo “TMail_QDN_SEC” (à exceção do endereço e-mail do destinatário (“tos”) e do “enable”). Para além do endereço do destinatário presente no parâmetro “tos”, têm-se a opção de escolher um outro na HMI.

É necessária a colocação do e-mail e da palavra-passe da conta Gmail, a atuar como servidor de e-mail, bem como, a colocação correta do ID do certificado. Como neste caso o fornecedor de serviços de email é o Gmail, terá de se colocar no parâmetro “MailServerQDN” o seguinte: **'smtp.gmail.com.'** Quando se pretendem enviar e-mails com anexos terá de se colocar o nome e a extensão do anexo. É possível observar os parâmetros necessários na Figura H-11.

DadosTMAIL			
	Name	Data type	Start value
1	▼ Static		
2	▼ tmailcCsvTransfer	Struct	
3	enable	Bool	TRUE
4	toS	String[240]	'ventiladorestgv@gmail.com'
5	▼ ParamGmail	TMail_QDN_SEC	
6	Interfaceld	HW_ANY	64
7	ID	CONN_OUC	16#1
8	ConnectionType	Byte	16#22
9	ActiveEstablished	Bool	true
10	WatchDogTime	Time	T#1M
11	MailServerQDN	String[254]	'smtp.gmail.com.'
12	UserName	String[254]	'ventiladorestgv@gmail.com'
13	PassWord	String[254]	'Estgv2021'
14	▼ From	EMAIL_ADDR	
15	LocalPartPlusAtSign	String[64]	'ventiladorestgv@'
16	FullQualifiedDomainName	String[254]	'gmail.com'
17	RemotePort	UInt	587
18	ActivateSecureConn	Bool	true
19	ExtTLSCapabilities	Byte	16#0
20	TLSServerCertRef	UDInt	4
21	▼ attachment	TMail_FileReference	
22	DirectoryPath	String[254]	''
23	FileName	String[254]	'datalog.csv'

Figura H-11: Parâmetros da instrução "TMAIL_C".

APÊNDICE I – CONFIGURAÇÕES PARA A BASE DE DADOS

Neste apêndice são abordadas as configurações necessárias para o funcionamento da base dados. Assim, são referidos os procedimentos necessários para a configuração do servidor SQL e as configurações no *software* Microsoft SQL Server Management Studio. Por último são indicados os passos necessários para se integrar e parametrizar a função “LSql_Microsoft”.

Configuração do servidor SQL

A configuração do servidor SQL é um processo importante, para que seja possível estabelecer comunicação entre o PLC e o servidor SQL.

Foram efetuados os seguintes passos de forma a se proceder à parametrização do servidor SQL:

1. Abertura do “SQL Server Configuration Manager”, de seguida selecciona-se a opção “SQL Server Network Configuration” e pressiona-se “Protocols for SQLEXPRESS”. Por último procede-se à ativação do *enable* do protocolo TCP/IP. Tal é mostrado na Figura I-1.

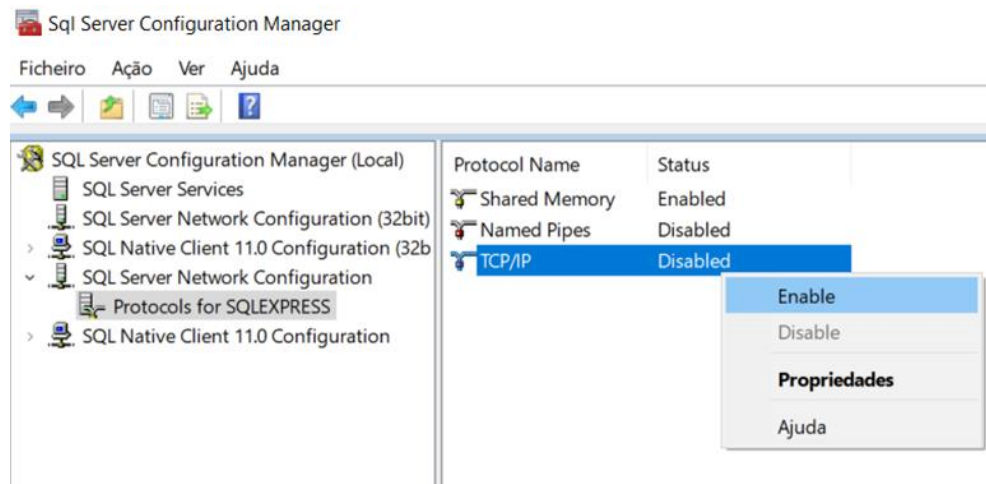


Figura I-1: Ativação do protocolo TCP/IP para o servidor SQL.

- Com o botão direito do rato recorre-se às propriedades do protocolo TCP/IP, no endereço IP3, ou em qualquer outro dos disponíveis, coloca-se um novo endereço, sendo este novo o endereço o 192.168.0.105. Na porta TCP coloca-se a porta 1433, uma vez que é esta a porta por defeito para se aceder aos servidores “SQLEXPRESS”. É de salientar que o endereço IP escolhido para o servidor terá de se encontrar na mesma sub-rede que o do PLC, sendo que o escolhido para o PLC foi 192.168.0.60. Na Figura I-2 é possível verificar estes procedimentos.

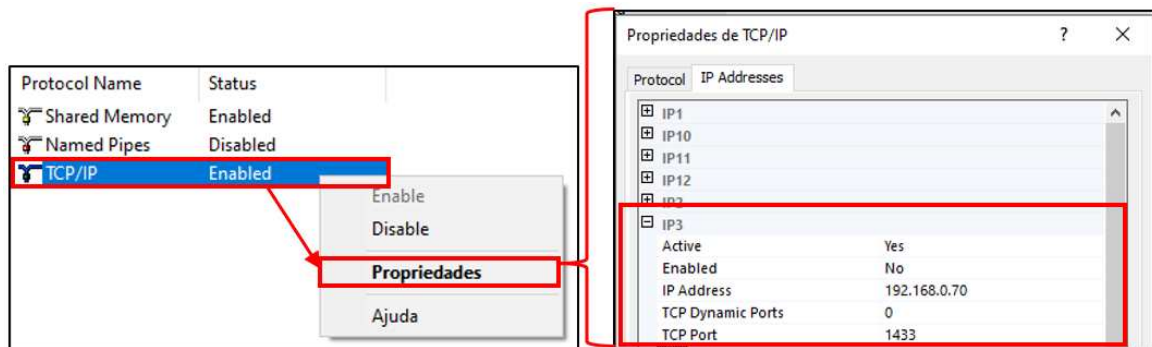


Figura I-2: Configuração do endereço IP e porta TCP para o servidor SQL.

- Colocação do endereço IP e dos DNS da google nas definições da placa de rede *Ethernet* do computador onde ficará alojado o servidor SQL (Figura I-3). Ter em conta que o endereço IP será igual ao que foi estabelecido para o servidor, uma vez que, esta é a responsável por estabelecer a interface de comunicação entre o PLC e servidor SQL.

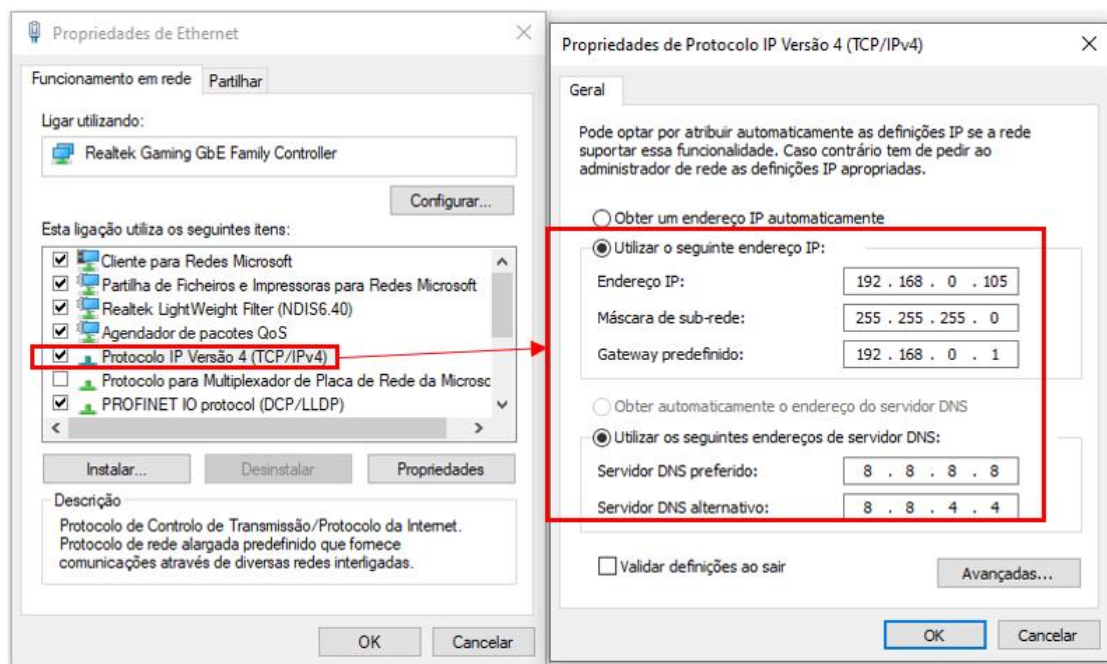


Figura I-3: Definição do endereço IP e DNS do computador.

4. Evitar que o *firewall* bloqueie a comunicação entre o PLC e o servidor SQL, uma vez que é este, que a partir de um conjunto de regras, determina quais as operações de transmissão e receção de dados podem ser executadas. Para tal é necessário nas definições deste adicionar uma nova regra para que a comunicação TCP, através da porta 1433(porta a ser utilizada neste caso), não seja bloqueada. Após criada a regra para a porta TCP deve-se efetuar o mesmo procedimento para o programa do servidor (SQLEXPRESS”), sendo que neste caso é necessário se criar uma regra personalizada que é aplicada ao serviço cujo nome é “SQL Server (SQLEXPRESS)”. A Figura I-4 e a Figura I-5 mostram procedimento descrito.

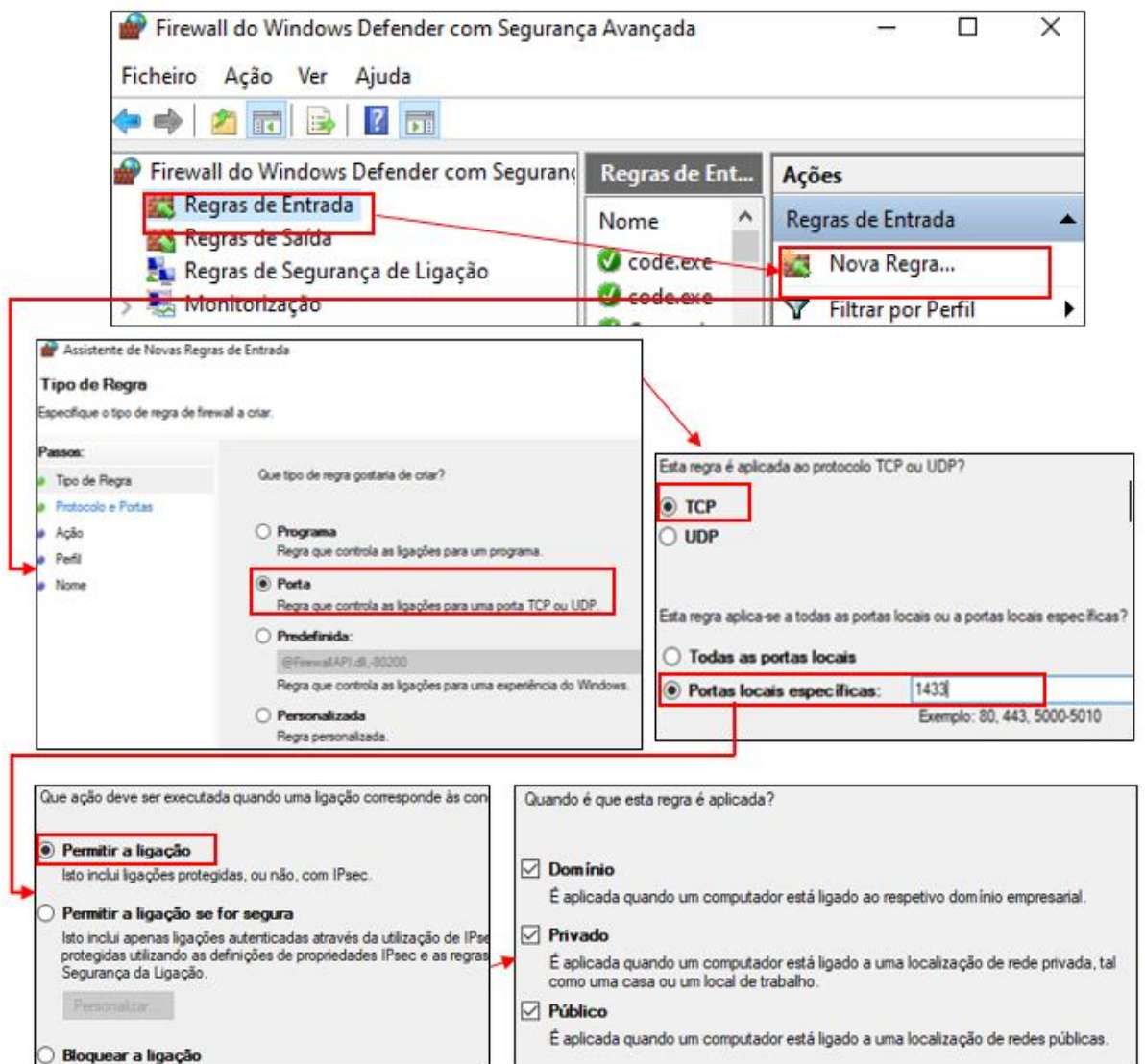


Figura I-4: Criação de uma nova regra para a porta TCP 1433 na *firewall*.

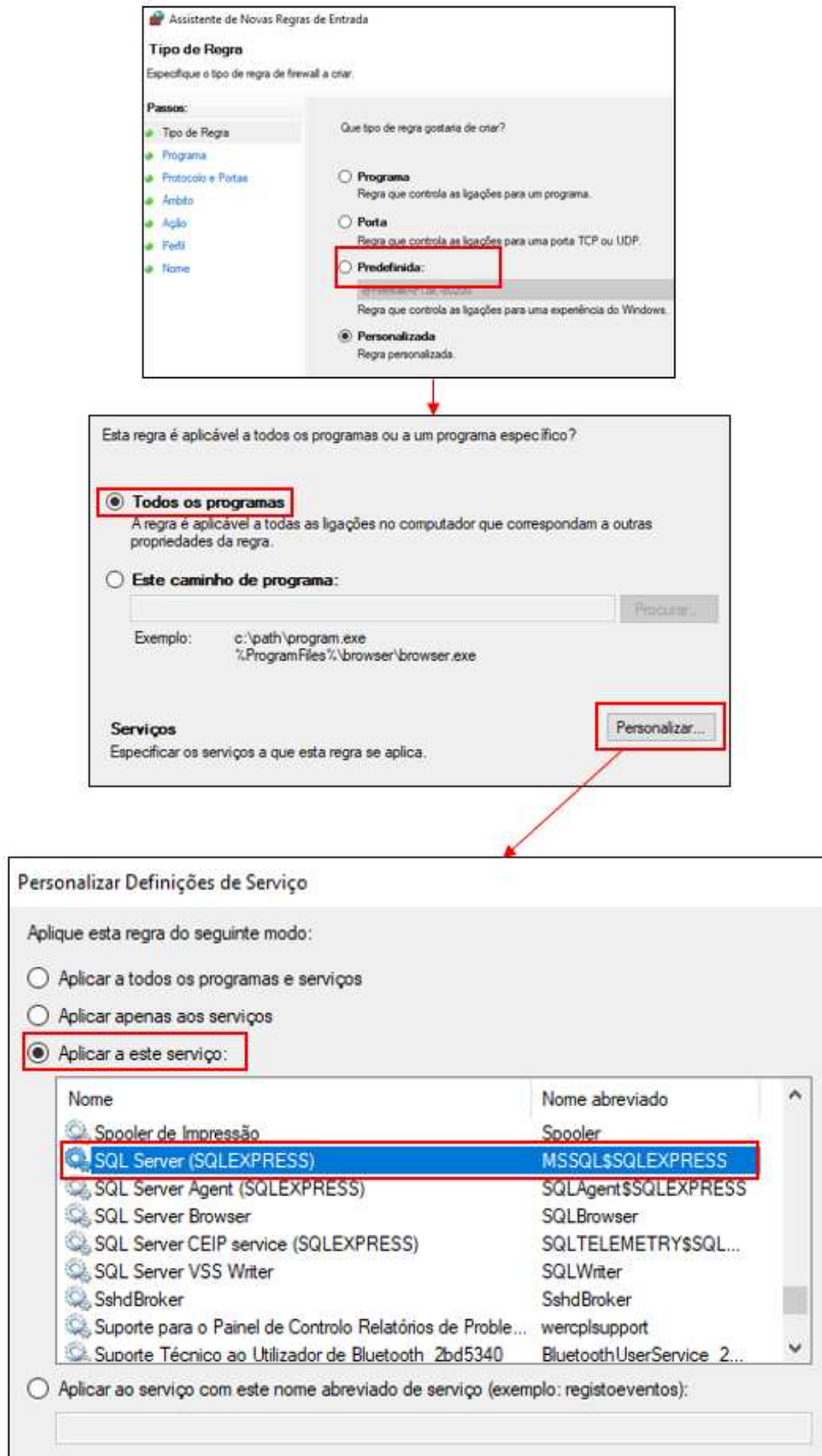


Figura I-5:Criação de uma nova regra para o servidor SQL na *firewall*.

Configurações no Microsoft SQL Server Management Studio

Para a criação da base de dados e de uma tabela, onde irão ser armazenados os dados provenientes do PLC, utilizou-se o *software* “Microsoft SQL Server Management Studio”. Neste foi necessário efetuar alguns procedimentos, os quais se mencionam a seguir.

Criação de um utilizador e palavra-passe

Após a instalação do SQL Server Management Studio (SSMS) para se efetuar o login no SQL Server, numa primeira fase deve-se entrar com a autenticação do Windows, sendo dispensável qualquer utilizador e respetiva palavra-passe. Deve-se de seguida proceder à criação de um utilizador, de forma que o PLC aceda ao *server* e por consequência à base de dados, através de um nome de utilizador e palavra-passe. Para isso executam-se os seguintes passos:

1. Iniciar o SSMS com a autenticação do Windows (Figura I-6).

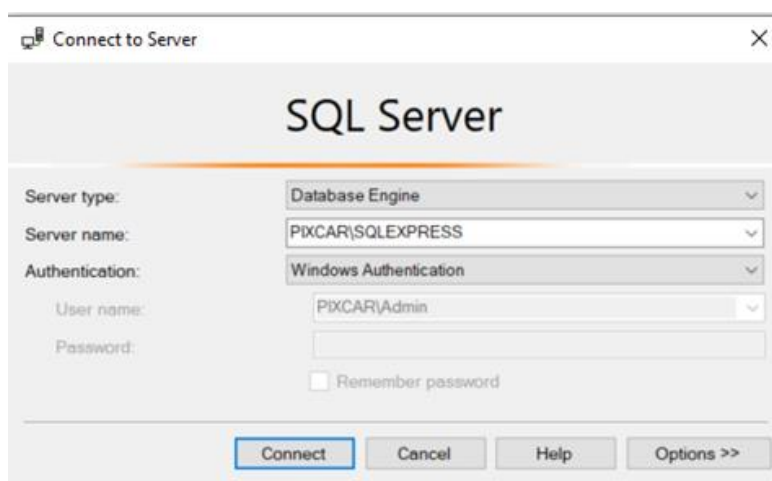


Figura I-6: Iniciar o SSMS com a autenticação do Windows.

2. Recorrer às propriedades de segurança do Servidor e seleccionar a opção “SQL Server and Windows Authentication mode”, como apresentado na Figura I-7.

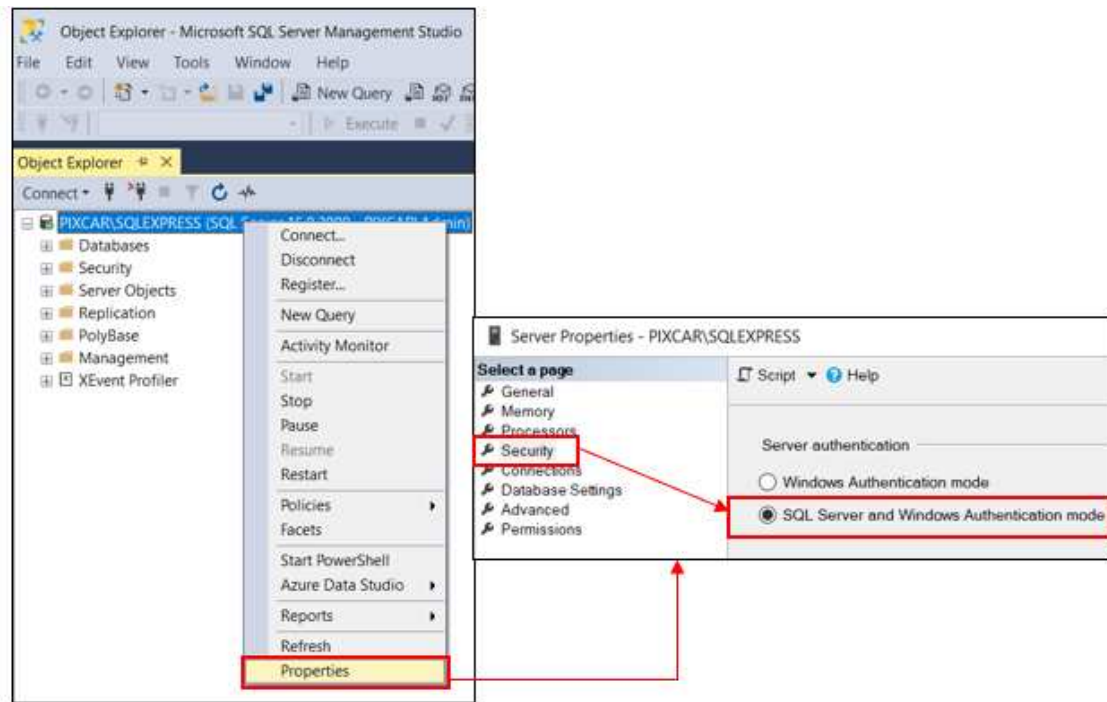


Figura I-7: Possibilitar a iniciação no SSMS com utilizador e palavra-passe.

3. Criação da conta de utilizador e palavra-passe recorrendo à pasta “Security”, seguido de “Logins” e “New Login”. Este procedimento mostra-se na Figura I-8.

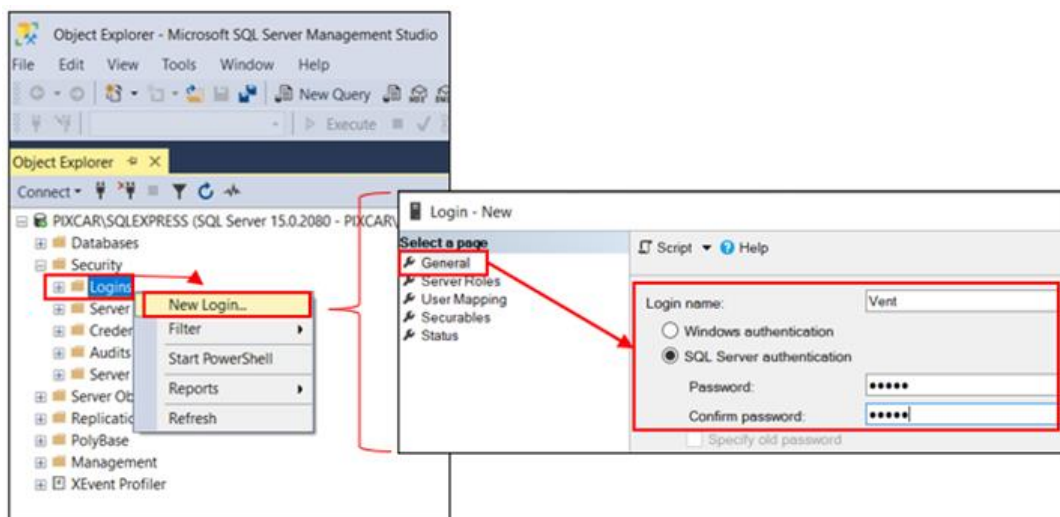


Figura I-8: Criação da conta de utilizador e palavra-passe.

Criação da base de dados

Para se proceder à criação da base de dados, onde se irão armazenar as informações provenientes do PLC, foi necessário efetuar os seguintes passos:

1. Na pasta “Databases” clica-se com o botão direito do rato e seleciona-se a opção “New Database”, como apresentado na Figura I-9.

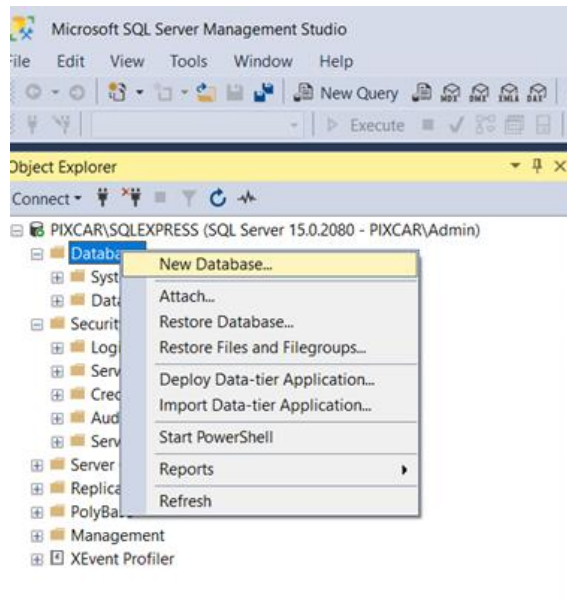


Figura I-9: Criação de uma nova base de dados.

2. Atribuição de um nome à base de dados e ao seu proprietário. O nome atribuído a esta, será posteriormente utilizado nos parâmetros da função “LSql_Microsoft”. Deve-se também definir a capacidade de armazenamento da base de dados. A Figura I-10 mostra estes procedimentos.

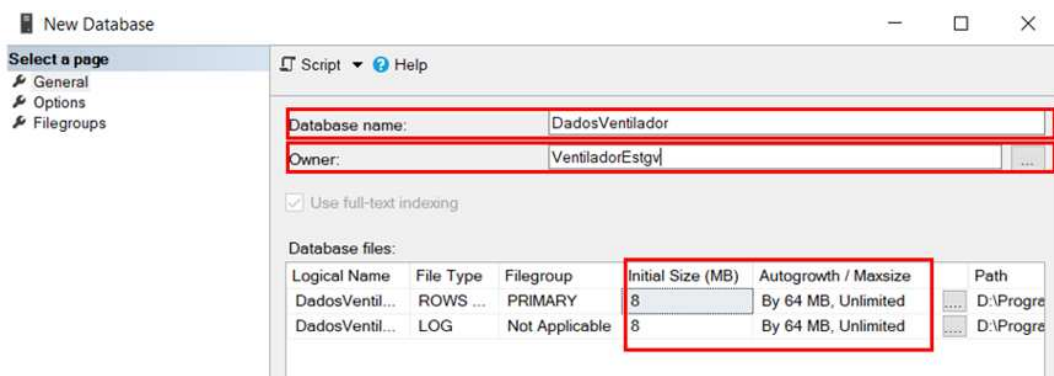


Figura I-10: Definição das características da base de dados.

3. É fundamental certificar-se que o utilizador possui autorização para aceder à base de dados criada. Assim sendo, deve-se realizar o processo apresentado na Figura I-11.

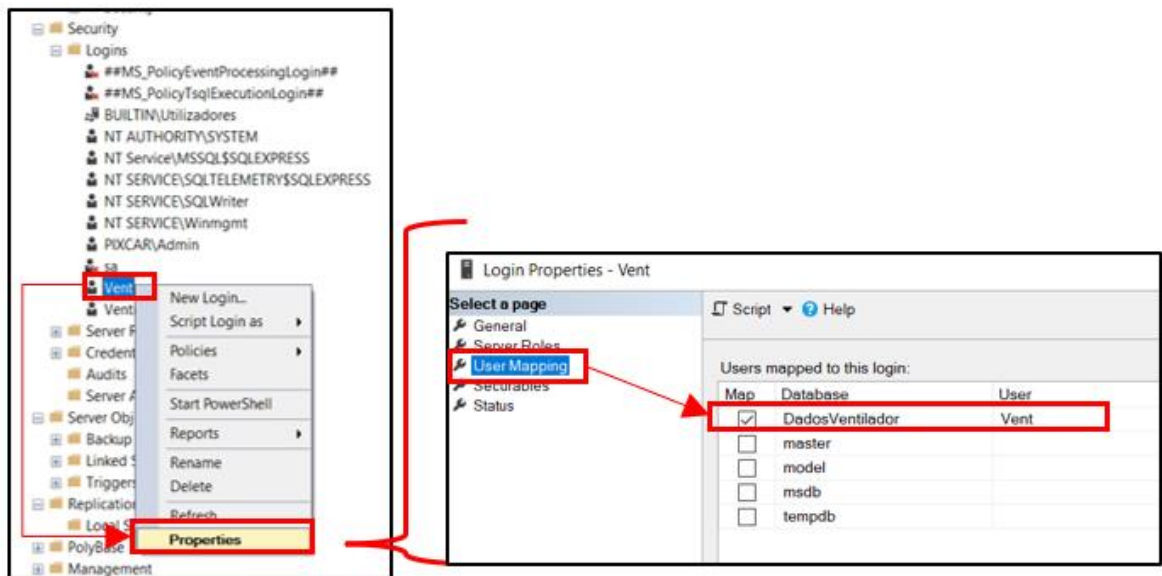


Figura I-11: Autorização para o utilizador aceder à base de dados.

Criação da tabela de dados

Nesta parte procede-se à criação da tabela de dados, onde será possível visualizar e guardar os dados provenientes do PLC. Foram realizadas as seguintes etapas:

1. Na pasta da base de dados criada anteriormente, clica-se com o botão direito do rato na pasta “Tables”, de seguida seleciona-se a opção “New” seguido de “Table”, como mostrado na Figura I-12.

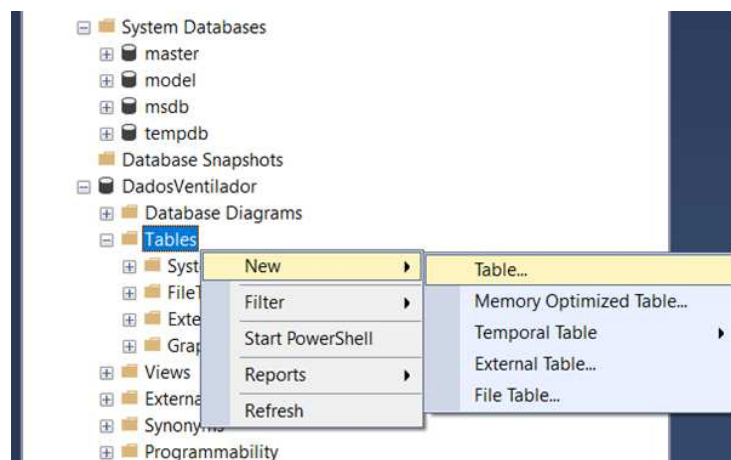


Figura I-12: Criação de uma nova tabela de dados.

2. Introdução dos nomes das colunas e do tipo de dados que serão armazenados em cada coluna da tabela. Neste caso tem-se como objetivo armazenar a data e hora, alguns dados acerca do paciente, o fluxo e pressão medidos pelos sensores presentes no ventilador. O nome com que a tabela é guardada, neste caso “PLCDAT2”, é o nome a ser utilizado na instrução da função “LSql_Microsoft”. A Figura I-13 apresenta a estrutura da tabela.

Column Name	Data Type	Allow Nulls
[Data/Hora]	datetime	<input checked="" type="checkbox"/>
[Nº Utente]	int	<input checked="" type="checkbox"/>
[Idade (anos)]	int	<input checked="" type="checkbox"/>
[Altura (cm)]	int	<input checked="" type="checkbox"/>
[Peso (g)]	int	<input checked="" type="checkbox"/>
[Freq. Respiratória (irpm)]	real	<input checked="" type="checkbox"/>
[Tempo de inspiração (s)]	real	<input checked="" type="checkbox"/>
[Volume inspiratório]	real	<input checked="" type="checkbox"/>
[PEEP (cmH2O)]	real	<input checked="" type="checkbox"/>
[Fluxo (L/min)]	real	<input checked="" type="checkbox"/>
[Pressão (cmH2O)]	real	<input checked="" type="checkbox"/>
		<input type="checkbox"/>

Figura I-13: Introdução das variáveis a serem recebidas na tabela de dados.

Integração e parametrização da função “LSql_Microsoft”

Seguidamente mostram-se os procedimentos necessários para se introduzir a função “LSql_Microsoft” no TIA Portal e a parametrizar. Estes procedimentos são importantes pois é esta a função responsável pela comunicação do PLC com a base de dados SQL.

Integrar a função “LSql_Microsoft” e seus componentes no programa

Através do programa exemplo fornecido pelo fabricante do PLC foi possível obter a pasta onde se encontra o bloco função ”LSql_Microsoft”, bem como os blocos de dados “SqlConfig”, “SqlComand” e “SqlReceive”. Obteve-se também a pasta “PLC data Types”, sendo esta que possui todos os dados necessários para o bom funcionamento da função.

A Figura I-14 indica o procedimento necessário, para se integrar a função “LSql_Microsoft” e seus componentes, no programa “TIA Portal”.

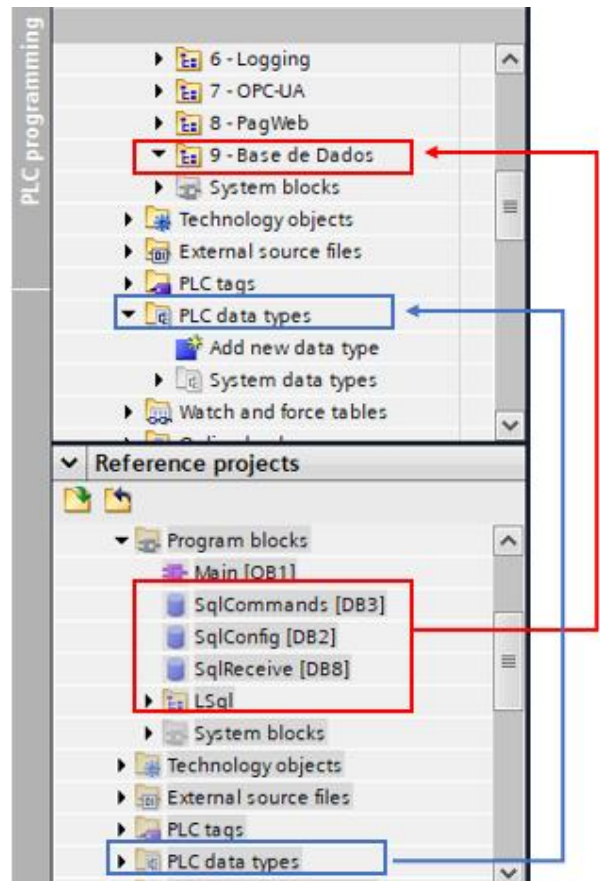


Figura I-14: Integração da função “LSql_Microsoft” e seus componentes no programa.

Parametrização da função “LSql_Microsoft”

De forma a se estabelecer uma conexão com sucesso ao servidor SQL, é necessário que os parâmetros, presentes na Figura I-15, sejam definidos no bloco de dados “SQLConfig”. De notar que os parâmetros não preenchidos são opcionais.

Tal como referido na parte de configuração do servidor SQL, o PLC e o servidor SQL têm obrigatoriamente de estar a funcionar na mesma sub-rede.

Todos os parâmetros devem ser colocados de acordo com as configurações efetuadas nos *softwares* “Microsoft SQL Server Express” e “Microsoft Management Studio”.

APÊNDICE I – CONFIGURAÇÕES PARA A BASE DE DADOS

SqlConfig								
	Name	Data type	Start value	Retain	Accessible f...	Writa...	Visible in ...	Setpoint
1	Static			<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	connectionSettings	*LSql_typeConnecti...		<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
3	interfaceSettings	TCON_IP_v4		<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4	InterfaceId	HW_ANY	64	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5	ID	CONN_OUC	16#10	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6	ConnectionType	Byte	16#0B	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7	ActiveEstablish...	Bool	true	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8	RemoteAddress	IP_V4		<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9	ADDR	Array[1..4] of Byte		<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10	ADDR[1]	Byte	192	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
11	ADDR[2]	Byte	168	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
12	ADDR[3]	Byte	0	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
13	ADDR[4]	Byte	105	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
14	RemotePort	UInt	1433	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
15	LocalPort	UInt	0	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
16	loginInformation	*LSql_typeLoginInf...		<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
17	hostName	String	"	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
18	userName	String	'Vent'	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
19	password	String	'estgv'	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
20	appName	String	"	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
21	serverName	String	'SQLEXPRESS'	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
22	libraryName	String	"	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
23	local	String	"	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
24	databaseName	String	'DadosVentilad...	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
25	sspi	String	"	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
26	attachDbfile	String	"	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
27	changePassword	String	"	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
28	enableLSql	Bool	false	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
29	diagnostics	*LSql_typeDiagnost...		<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
30	status	Word	16#0	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
31	subfunctionStatus	Word	16#0	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
32	stateNumber	DInt	0	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
33	executeSqlCommand	Bool	false	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Figura I-15: Parametrização da função "LSql_Microsoft".