



VALÉRIA MIRANDA CAMPOS MONTEIRO

**CONSTRUÇÃO DE UM SISTEMA INOVADOR DE
ISOLAMENTO E TRANSPORTE DE PESSOAS COM
DOENÇAS INFECTOCONTAGIOSAS**

LAVRAS – MG

2022

VALÉRIA MIRANDA CAMPOS MONTEIRO

**CONSTRUÇÃO DE UM SISTEMA INOVADOR DE ISOLAMENTO E TRANSPORTE
DE PESSOAS COM DOENÇAS INFECTOCONTAGIOSAS**

Defesa apresentada à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação para a obtenção do título de Mestre.

Prof. DSc. Sandro Pereira da Silva

Orientador

Profa. DSc. Joelma Rezende Durão Pereira

Coorientadora

LAVRAS – MG

2022

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de Geração de Ficha Catalográfica da Biblioteca
Universitária da UFLA, com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

Monteiro, Valéria Miranda Campos.

Construção de um sistema inovador de isolamento e transporte
de pessoas com doenças infectocontagiosas. / Valéria Miranda
Campos Monteiro. - 2022.

80 p.

Orientador(a): Sandro Pereira da Silva.

Coorientador(a): Joelma Rezende Durão Pereira.

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de
Lavras, 2022.

Bibliografia.

1. Engenharia. 2. Medicina. 3. Covid-19. I. Silva, Sandro
Pereira da. II. Pereira, Joelma Rezende Durão. III. Título.

VALÉRIA MIRANDA CAMPOS MONTEIRO

**CONSTRUÇÃO DE UM SISTEMA INOVADOR DE ISOLAMENTO E TRANSPORTE
DE PESSOAS COM DOENÇAS INFECTOCONTAGIOSAS**

**CONSTRUCTION OF AN INNOVATIVE ISOLATION AND TRANSPORT SYSTEM
FOR PEOPLE WITH INFECTIOUS DISEASES**

Defesa apresentada à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação para a obtenção do título de Mestre.

APROVADA em 07 de março de 2022.

Prof. DSc. Sandro Pereira da Silva UFLA
Prof. DSc. Lincoln Cardoso Brandão UFSJ
Profa. DSc. Grazielle Caroline da Silva Unilavras



Prof. DSc. Sandro Pereira da Silva
Orientador

Profa. DSc. Joelma Rezende Durão Pereira
Co-Orientadora

**LAVRAS – MG
2022**

Dedico esse trabalho à minha filha Laura que tão pequena aprendeu a ser resiliente frente a tantas ausências da mamãe, sempre me retribuindo com o amor mais puro e generoso. Te amo infinitamente!

AGRADECIMENTOS

Meu Senhor e meu Deus, muito obrigada pela sua infinita misericórdia, por me enviar o seu Espírito Santo me dando sabedoria e inteligência nos momentos mais difíceis.

Ao meu esposo Thiago por toda a compreensão, amor, amizade e parceria.

A minha mãe Sueli que me ajudou e ajuda tanto, sem a senhora aqui em Lavras esse sonho não seria possível.

Ao meu pai Antônio que sempre me proporcionou condições para chegar até aqui.

Ao meu irmão Luiz Henrique que muito pacientemente dedicou seu tempo à mim, gratidão.

A minha cunhada Fernanda por seu exemplo de fé e temor a Deus.

Como sou grata a Deus por ter vocês em minha vida.

Agradeço muito carinhosamente aos meus orientadores, professor Sandro e professora Joelma, por tanto, pela paciência comigo, pela dedicação e empenho na realização do nosso trabalho, a minha gratidão é eterna.

Agradeço a Universidade Federal de Lavras, ao Departamento de Engenharia de Sistemas e Automação, seu corpo docente e as empresas de fomento (FAPEMIG e o MEC) por me possibilitarem o desenvolvimento desse projeto.

Agradeço a todos os envolvidos no projeto, em especial aos médicos Dr Ernesto do Departamento de Ciências da Saúde da Ufla e Dr Frederico, ao André e Fabrício da empresa Automatron e aos alunos de iniciação científica que deram a sua contribuição.

Agradeço à todos que contribuíram de alguma forma seja ela direta ou indiretamente para a conclusão desse trabalho.

RESUMO

Pessoas com doenças altamente infectocontagiosas requerem cuidados específicos e um deles é o controle da transmissibilidade de doença. Esses cuidados vão exigir lugares e condições que evitem a transmissão seja ela direta ou indireta. Diante disso, pensando na proteção, segurança e na alta qualidade do controle de infecções, esse trabalho propõe a construção de um sistema inovador para isolar e transportar pessoas portadoras de doenças infectocontagiosas com total segurança às integridades físicas tanto dos profissionais de saúde envolvidos nesta atividade quanto do próprio paciente. O produto foi projetado no software de desenho paramétrico TopSolid, sua estrutura foi fabricada com chapas metálicas, metalon, placas de acrílico e sistema de controle. Todo o sistema de automação através da pneumática deu-se utilizando controladores de fluxo de pressão e de vazão através do uso de um CLP (Controlador lógico programável) permitindo assim a inserção de protocolos médicos. O sistema permite a saída do ar da câmara hermética (seja atmosférico e/ou oxigênio) higienizado, permitindo assim um fluxo contínuo com controle de pressão e vazão sem risco de infectar o ambiente externo. Os resultados mostraram uma grande inovação que consistiu em criar uma prova de conceito para uso em hospitais, samus, ambulâncias e aeronaves permitindo um isolamento e transporte seguros à todos os envolvidos.

Palavras-chave: Transporte. Isolamento. Doenças infectocontagiosas. Biossegurança. Pressão positiva.

ABSTRACT

People with highly infectious diseases take specific care and one of them is the control of disease transmissibility. These precautions must be required and conditions that prevent direct or indirect transmission. In view of this, thinking about the safety of security control, in this activity of isolating and working on the construction of a protection system for the activity of both people and quality of those involved with total protection to the protection of the privacy of the physical activity of the health professionals of the patient himself. The product was designed without TopSolid parametric design software, your product was manufactured with sheet metal, metalon, acrylic plates and control system. the use of a PLC (Programmable Logic Controller) thus allowing the insertion of allowed protocols. The system allows an air exit from the hermetic chamber (whether atmospheric or otherwise) sanitized, allowing a continuous flow with pressure and flow control without risk of infecting the external environment. Contracts in a secure building is a great innovation that consists of all hospitals, samus, a design for uses and the capability in all projects and transport to all projects.

Keywords: Transport. Isolation. Infectious diseases. Biosecurity. positive pressure.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Emergências no século XXI.	12
Figura 2.2 – Modalidades de EPIs.	14
Figura 2.3 – VNI e VMI.	17
Figura 2.4 – Cabeceira do leito elevada em 45°.	19
Figura 2.5 – Unidade de isolamento REGA PIU.	22
Figura 2.6 – Sistema isolador ATI Vickers.	23
Figura 2.7 – Sistema de contenção biológica Aeromédica ABCS.	24
Figura 2.8 – Sistema de isolamento e transporte TIS.	24
Figura 2.9 – Sistema de biocontenção em contêiner CBCS.	25
Figura 2.10 – Sistema de proteção respiratória/ocular AERP.	26
Figura 2.11 – Trexler Air Transport Isolator T-ATI.	26
Figura 2.12 – Capô de pressão negativa.	27
Figura 2.13 – Capuz de isolamento.	28
Figura 2.14 – Aerossol Hood.	29
Figura 2.15 – Epishuttle.	29
Figura 2.16 – Elmo.	30
Figura 2.17 – Arquitetura básica do CLP.	32
Figura 2.18 – Modelo de referência.	34
Figura 2.19 – Fluxo de atividades da fase de Planejamento Estratégico de Produtos.	35
Figura 2.20 – Atividades da fase de Planejamento do Projeto.	35
Figura 2.21 – Atividades da fase de Projeto Informacional.	36
Figura 2.22 – Relação entre QFD, QD e QFDr.	37
Figura 2.23 – Atividades da fase de Projeto Conceitual.	37
Figura 2.24 – Integração dos softwares CAD, CAE e CAM.	38
Figura 2.25 – Campo térmico de uma fonte de calor em movimento.	39
Figura 2.26 – Tubos de Metalon.	40
Figura 3.1 – Primeiro esboço do projeto.	41
Figura 3.2 – Desenho paramétrico.	41
Figura 3.3 – CLP.	42
Figura 3.4 – Filtros industriais.	42
Figura 3.5 – Filtros HEPA.	43

Figura 3.6 – Regulador de pressão.	43
Figura 3.7 – Medidor de vazão.	44
Figura 3.8 – Controlador de vazão.	44
Figura 3.9 – Válvulas de acionamento elétrico tipo ON/OFF.	45
Figura 3.10 – Sistema de <i>flushing</i>	45
Figura 4.1 – Construção inicial: barras de Metalon e chapas de metal.	47
Figura 4.2 – Projeto CAD e as dimensões do sistema de isolamento.	48
Figura 4.3 – Validação das dimensões do sistema de isolamento.	48
Figura 4.4 – Visão das Placas de acrílico e borracha de vedação.	49
Figura 4.5 – Visão da porta do sistema inovador de isolamento e transporte.	49
Figura 4.6 – Visão das travas de vedação abertas.	50
Figura 4.7 – Visão das travas de vedação fechadas.	50
Figura 4.8 – Visão do painel de controle.	51
Figura 4.9 – Detalhamento do painel de controle.	51
Figura 4.10 – Tipologia do controle pneumático do sistema de enclausuramento.	53
Figura 4.11 – Fluxograma do controle pneumático do sistema de enclausuramento.	53
Figura 4.12 – Circuito do controle pneumático do sistema de enclausuramento.	54
Figura 4.13 – Fluxo de ar dentro do sistema.	54

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
1.1	Objetivo Geral	11
1.1.1	Objetivos Específicos	11
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	12
2.1	Doenças Infectocontagiosas	12
2.2	Protocolos médicos e sistemas de controle aplicados para pacientes com deficiência respiratória	15
2.3	Sistemas de isolamento e transporte humano existentes	20
2.4	Automação - Tipologia Hardware	31
2.4.1	Controlador Lógico Programável - CLP	31
2.4.2	Pneumática	32
2.5	Projeto mecânico	33
2.5.1	Processo de desenvolvimento de produto - PDP	33
2.5.2	Plataformas CAD/CAE/CAM	38
2.5.3	Elementos de máquina voltado à solda e resistência mecânica	39
3	MATERIAL E MÉTODOS	41
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	47
4.1	Construção da prova de conceito.	47
4.2	Funcionamento do sistema	52
4.2.1	Adução do ar atmosférico	55
4.2.2	Adução do oxigênio	56
4.2.3	Adução de ar atmosférico juntamente com o oxigênio	57
4.2.4	Saída de ar do sistema	57
5	CONCLUSÃO	58
6	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	59
	REFERÊNCIAS	60
	ANEXO A – Regulador de precisão	64
	ANEXO B – Programa do CLP	78

1 INTRODUÇÃO

Em dezembro de 2019 em Wuhan, na China, foi identificado pela primeira vez o novo coronavírus causador da doença infecciosa COVID-19 que levaria rapidamente o planeta a passar por uma condição única no seu sistema de saúde caracterizada pela pandemia de um vírus que apresenta um comportamento de alta transmissibilidade. A principal via de transmissão deste vírus ocorre pela tosse, espirros ou até a fala quando são expelidos aerossóis.

Kuldeep et al. (2020) mencionam que todos os países do mundo estão tentando prevenir e controlar a disseminação desse vírus potencialmente mortal utilizando estratégias decorrentes de experiências vividas em pandemias e epidemias anteriores com a presença de outros vírus, alguns até mesmo da família do coronavírus (vírus Ebola, H7N9, SARS-CoV e MERS-CoV). Os coronavírus já eram vírus conhecidos desde meados da década de 60 e atualmente essa nova cepa de CoV (2019-nCoV) denomina-se síndrome respiratória aguda grave CoV-2 (SARS-CoV-2).

Segundo Rouquayrol e Gurgel (2018) uma doença é chamada infecciosa quando é evidenciada clinicamente e é resultante de uma infecção. Já o termo transmissível é utilizado quando o agente etiológico causador da doença é vivo e é transmissível. Portanto, toda doença contagiosa é uma doença infecciosa cujos agentes etiológicos chegam aos indivíduos sadios através do contato direto ou indireto desses com os indivíduos infectados. Diante disso quando há doenças infectocontagiosas os indivíduos doentes necessitam durante o período de transmissibilidade da doença permanecerem isolados, em lugar e condições que evitem a transmissão direta ou indireta do agente infeccioso e dependendo da forma de transmissão, as doenças vão exigir diferentes tipos de isolamento.

Durante a atual pandemia da COVID-19 entre os anos de 2020 e 2021, após as orientações à população mundial para a utilização de máscaras de proteção facial, realização da higiene das mãos, evitar aglomerações e ambientes fechados observa-se uma leve queda nas taxas de contaminação, porém, além deste novo cenário pandêmico, os hospitais mantêm a necessidade de atender a sua demanda de urgências/emergências sobrecarregando o sistema de atendimentos aos doentes em ambiente hospitalar.

Toda a equipe de saúde envolvida na linha de frente ao enfrentamento da COVID-19 está em grupo de risco para a contaminação e de acordo com Kuldeep et al. (2020) devido a alta transmissibilidade através do contato direto ou pelo ar via aerossóis esses profissionais de saúde devem seguir um protocolo rigoroso de medidas preventivas com o uso constante de

equipamentos de proteção individual (EPIs) para prevenir a infecção e diante disso Verlee et al. (2014) relatam que os pacientes necessitando de isolamento em quartos privados impacta ainda mais negativamente o sistema pois o uso exorbitante de EPIs levam a um alto custo adicional para o hospital.

Pacientes com doenças infectocontagiosas além desse isolamento também necessitam de transportes de curta ou longa distâncias muitas das vezes até mesmo antes do tratamento ser definido ou iniciado. De acordo com Schilling et al. (2009), na Europa nessa época já identificava-se a necessidade de uma conduta profissional que fosse comum juntamente à uma infraestrutura disponível com o máximo de suporte oferecido ao paciente, cuidados acessíveis e o mínimo risco de infecções secundárias durante todo o trajeto desses transportes independente da distância.

Na grande maioria dos hospitais não há disponibilidade de equipamentos para transporte de pacientes em fase de isolamento pelo risco infeccioso. Isto gera uma necessidade de proteção de outros pacientes internados por outras doenças, além dos profissionais de saúde, principalmente em áreas de circulação e enfermarias.

Segundo Plazikowski et al. (2018), Nicol et al. (2019) o surto de Ebola entre os anos de 2014–2016 na África Ocidental foi extremamente desafiador para os profissionais de saúde na época que precisavam transportar pacientes infectados e trouxe a necessidade de uma boa capacidade de evacuação aeromédica ao realizar uma emergência médica, com equipamentos adequados e pessoal especializado e treinado para doenças altamente infecciosas.

Yousuf et al. (2020) criaram um protocolo para transporte de pacientes infectados e mencionam esse transporte seguro como sendo sempre desafiador e dependente de inúmeros cuidados que vão desde o treinamento da equipe de transporte hospitalar, listas de verificação (checklists), disponibilidade de equipamento de transporte adequado e o tempo de duração do transporte. É preciso segurança para com a equipe envolvida, o próprio paciente e até mesmo do ambiente em que o paciente foi transportado ao final do percurso.

Garibaldi et al. (2019) afirmam que muitos fatores complicam a decisão operacional de evacuar pacientes com doenças transmissíveis e relatam que o ar ventilado na maioria das cabines das aeronaves modernas é esterilizado durante a pressurização, mas isso não acontece antes da decolagem o que aumenta muito o risco de transmissão da doença nesse momento.

O atual surto causado por SARS-CoV-2 (COVID-19) já era esperado por alguns especialistas e semelhantemente a surtos anteriores brevemente deverá ser contido conforme citam

Kuldeep et al. (2020) que também nos induzem a refletir sobre o verdadeiro problema atual que é como estamos nos programando para conter a próxima epidemia/pandemia zoonótica de CoV que é muito provável que ocorra nos próximos 5 a 10 anos ou mesmo antes segundo os autores.

Diante da real necessidade de isolar e transportar pacientes com doenças infectocontagiosas, da enorme escassez mundial de leitos de isolamento e a carência de sistemas de transporte eficientes que buscam reduzir a transmissão de infecção entre pacientes e profissionais de saúde que atuam na linha de frente, construir-se-á uma prova de conceito de um sistema capaz de isolar e transportar pacientes com doenças infectocontagiosas possuindo uma alta relevância para a população mundial e para a comunidade científica.

1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral é a construção da prova de conceito de um sistema inovador de isolamento e transporte de pessoas com doenças infectocontagiosas, visando garantir a segurança às integridades físicas dos pacientes, profissionais da saúde, bem como a de todos os indivíduos envolvidos.

1.1.1 Objetivos Específicos

- a) Criar uma câmara hermética que proporciona segurança e isolamento por contato e aerossol.
- b) Promover fluxo contínuo e uma atmosfera positiva dentro do sistema (controlando o fluxo e a pressão de ar através de controladores de pressão e de vazão).
- c) Permitir uso do ar atmosférico, oxigênio e até mesmo a mistura dos dois quando necessário através de um controle inteligente.
- d) Oferecer transportes aéreo, terrestre e intra-hospitalar seguros.
- e) Proporcionar a saída do ar higienizado para o meio externo.
- f) Permitir a inserção de protocolos médicos.
- g) Promover inovações tecnológicas diante do que já existe mundialmente.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

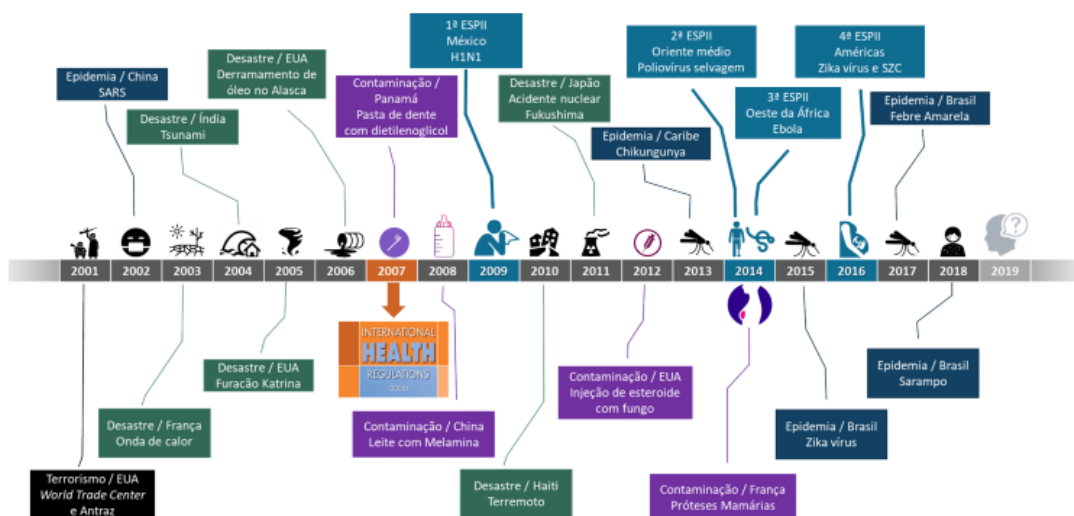
2.1 Doenças Infectocontagiosas

As doenças infecciosas estão entre as principais causas de morte e incapacidade trazendo grande preocupação para a saúde pública mundial e está sendo cada vez mais preocupante pelo agravamento e surgimento sucessivo de novas epidemias de doenças infecciosas de agentes etiológicos não reconhecidos e até mesmo antigos de impacto global (NII-TREBI, 2017).

Essas doenças segundo McArthur (2019) recebem o nome de emergentes (Doenças infecciosas Emergentes - DIE) quando já são conhecidas mas estão aumentando rapidamente em extensão geográfica ou incidência em uma determinada população e/ou quando estão também sendo reconhecidas recentemente como é o caso da SARS-CoV-2 que é uma nova infecção resultante de mudança ou evolução de um organismo (vírus) já existente. Em alguns casos elas podem também ser consideradas estavelmente endêmicas. As DIEs podem ser transmitidas de humano para humano, sendo que essas transmissões podem ocorrer via alimentos, vetores ou pelo ar.

Um agente infeccioso que é considerado emergente e reemergente é o vírus da gripe que por sofrer várias modificações genéticas e evoluir frente às alterações no ambiente e hospedeiro acaba sendo um grande responsável por surtos, pandemias e epidemias ao longo da história (FIGURA 2.1).

Figura 2.1 – Emergências no século XXI.



Fonte: II Fórum de Infectologia do Conselho Federal de Medicina (2019).

Ainda de acordo com McArthur (2019), quando temos seres humanos convivendo em muita proximidade com animais infectados podemos ter incidências aumentadas de doenças Zoonóticas (gripe aviária, suína, dentre outras) que são a causa de 61% das infecções que afetam os seres humanos e tem uma grande capacidade de transmissibilidade entre eles. Após o período de incubação (tempo entre o contato com o fator etiológico causador da doença e os primeiros sintomas) dessas infecções teremos as manifestações clínicas que vão desde sintomas leves até infecções graves do trato respiratório podendo levar à morte.

Conforme descrevem Kuldeep et al. (2020) quando se compara a SARS-CoV com a SARS-CoV-2, apesar de apresentar uma patogênese menor, a SARS-CoV-2 tem grande capacidade de transmissão, o que confirmamos pelo crescente e rápido número de casos de COVID-19 desde os primeiros casos confirmados na China e a incidência de transmissão de pessoa para pessoa é muito alta, ocorrendo via contato direto, gotículas, aerossol ou fômites.

Apresentando grande potencial para surtos globais (epidemias, pandemias), as DIES levam a uma importante consequência negativa econômica, política e social, afetando a qualidade de vida dos indivíduos infectados e de todas as pessoas do seu círculo de convivência. O surgimento no final de 2019 do novo coronavírus (COVID-19) trouxe pela terceira vez o surto de CoV em humanos dos últimos 20 anos, sendo que essas novas evoluções das CoVs representam uma grande ameaça à saúde pública global.

Kuldeep et al. (2020) descrevem que devido à instabilidade de RNA polimerase juntamente com recombinações de RNA homólogo diante das muitas mutações em CoVs já conhecidas, levam a alta variação genômica e conseqüentemente à maior virulência e capacidade de transmissão. Indivíduos com quadros clínicos assintomáticos também podem transmitir a infecção já que secretam cargas virais semelhantes aos sintomáticos, o que dificulta o controle da doença e acaba aumentando a sua complexidade, sendo necessário identificar melhor esse novo vírus e sua evolução objetivando a prevenção de novas epidemias/pandemias.

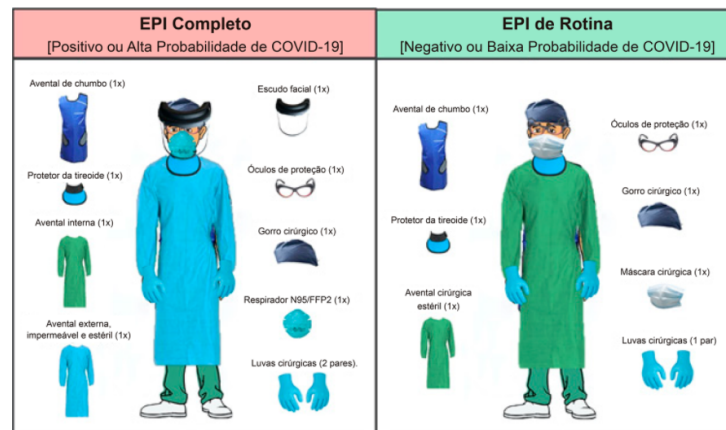
A vacinação em alguns países iniciou no final de 2020 e mesmo 1 ano após ainda não temos toda a população mundial imunizada. Durante esse período como já era esperado novas variantes do vírus SARS-CoV-2 surgiram comprometendo o desempenho da eficácia vacinal inicial, podendo interferir na transmissibilidade e gravidade da doença.

A Organização Mundial de Saúde (OMS) desde 12 de março de 2003 quando divulgou um Alerta Global sobre casos de pneumonia atípica denominada Síndrome Respiratória Aguda Grave (SARS, do inglês Severe Acute Respiratory Syndrome), orientou que os pacientes que

possam estar relacionados a esses tipos de surtos sejam isolados e quaisquer casos suspeitos sejam notificados às autoridades nacionais de saúde.

O isolamento desses pacientes não é uma tarefa fácil pois o fato de um hospital ter quartos para realizar esse "isolamento" não significa necessariamente que este se dará de maneira adequada. Primeiramente pelo fato de não haver um número suficiente desses leitos ainda mais durante uma pandemia e também por ser necessário disponibilizar em grande quantidade todos os equipamentos de proteção individual (EPIs), conforme mostra a Figura 2.2, o que levará a um custo extremamente elevado, principalmente pensando nas doenças infectocontagiosas de caráter de transmissão respiratória (CHAMIÉ et al., 2020).

Figura 2.2 – Modalidades de EPIs.



Fonte: Chamié et.al. (2020).

Em 1985, no Brasil, o Ministério da Saúde publicou o Manual de Controle de Infecção Hospitalar que foi baseado nas orientações do Centers for Disease Control and Prevention (CDC) publicado nos EUA em 1970. Com o tempo esse documento foi sendo atualizado com recomendações específicas para a prática do isolamento (normas de biossegurança) de acordo com cada via de transmissão. Transmissão aérea quando há agente infeccioso veiculado pelo ar (partículas iguais ou menores que 5mm), transmissão por gotícula quando há agente infeccioso veiculado por via aérea em contato com a mucosa (gotículas maiores que 5mm) e a transmissão por contato havendo contato pele a pele. Tanto os trabalhadores da equipe de saúde quanto os pacientes e pessoas que circulam pelo ambiente hospitalar estão em risco eminente de exposição, mas infelizmente não há um controle com relação a adesão de todos ao uso das medidas de proteção (NICHIATA et al., 2004).

Verlee et al. (2014) analisaram os custos com o uso de equipamentos de proteção individual quando existiu a necessidade de isolamento de pacientes em Michigan nos EUA e

alertam que além do alto custo com o uso de EPIs (incluindo o desperdício dos mesmos), conjuntamente há o tempo gasto com a paramentação e desparamentação dos profissionais de toda a equipe envolvida, sendo esses importantes pontos negativos do isolamento sem um equipamento hermético seguro e apropriado.

Kain e Fowler (2019) expõem o aprendizado adquirido pela humanidade com as pandemias passadas do vírus Influenza ao longo dos anos e, ao mesmo tempo, destaca o contínuo despreparo ressaltando a importância de estratégias frente a uma grande demanda de utilização dos Centros de Terapia Intensiva (CTI) visando não sobrecarregar o sistema de saúde. Mesmo sugerindo ações como um sistema de vigilância, produção de vacinas, triagens eficazes dentre outras, sabemos que o sistema de saúde na pandemia entra em colapso, aumenta a dificuldade de atendimento de pacientes nos leitos de CTI e enfermarias pelo número exponencial de novos casos, levando a maior demanda de trabalho por profissionais de saúde.

Existe uma outra preocupação que é com relação aos fatores de risco para a infecção e presença de comorbidades levando a subsequente hospitalização, aumentando a vulnerabilidade do paciente. Em todo o mundo, mesmo muitos jovens tendo sido infectados e evoluído para gravidade clínica, o principal grupo de risco para morte pelo coronavírus são pessoas idosas e com doenças crônicas. A maior frequência de internações hospitalares são geradas justamente por este perfil de paciente, deste modo, é importante reduzir a chance de contaminação deste doente, pois a associação com infecção pelo COVID-19 em um momento de doença crônica descompensada pode aumentar consideravelmente a mortalidade.

O desenvolvimento de um dispositivo inovador para isolamento e transporte de pacientes infectados com risco de transmissão atende o isolamento desde o momento da suspeita ainda na recepção, diagnóstico e confirmação da doença infectocontagiosa. Oferece um transporte seguro dentro do ambiente intra e/ou inter hospitalar favorecendo a segurança quanto a integridade física do paciente, profissionais de saúde e todos os indivíduos que estejam nesse mesmo ambiente.

2.2 Protocolos médicos e sistemas de controle aplicados para pacientes com deficiência respiratória

Muitas doenças virais emergentes ou reemergentes podem levar os indivíduos infectados à um quadro de insuficiência respiratória, podendo essa ser aguda ou se tornar crônica. Uma grande parte da disseminação do atual SARS-CoV-2 acontece por meio de infecção assintomá-

tica e devido a sua origem ser zoonótica (doença infecciosa que se originou em animais) os seres humanos ainda não possuem imunidade. Apresenta um período de incubação podendo chegar a 14 dias, sendo maior do que surtos anteriores de coronavírus como a SARS-CoV-1 e o MERS-CoV que eram de até 7 dias e os sintomas podem variar desde febre, tosse e falta de ar podendo acarretar uma pneumonia leve tendo potencial para progredir rapidamente a uma forma grave da doença e ao óbito (PADHAN; PARVEZ; AL-DOSARI, 2021). Em janeiro de 2022, o vírus causador da COVID-19 já infectou mais de 280 milhões de pessoas no mundo levando a mais de 5 milhões de mortes (<https://coronavirus.jhu.edu/map.html>).

Dias et al. (2020) ressaltam que outros vírus também causam infecções graves e não só SARS-CoV-2, tanto em vias aéreas superiores quanto em vias aéreas inferiores e em muitos casos acarretando insuficiência respiratória resultando muitas vezes na necessidade do uso de ventilação mecânica. Três dos 7 coronavírus já identificados (SARS-CoV, MERS-CoV e o SARS-CoV-2) são responsáveis por infecções muito graves em seres humanos podendo levar a óbito. Quando há suspeitas de um quadro viral respiratório (infectocontagioso) é necessário o isolamento do indivíduo desde o início dos sintomas já que nesse momento são maiores os níveis de RNA e maior é a transmissão, decrescendo essa carga viral ao longo do tempo. Quando já internado o paciente deve permanecer isolado até o momento da alta hospitalar.

Através da tomografia computadorizada (TC) observa-se imagens que mostram inflamação intersticial grave dos pulmões quando o SARS-CoV-2 invade o parênquima pulmonar. Geralmente ocorre uma síndrome respiratória aguda grave onde, a lesão iniciada somente em um lobo pulmonar acaba se estendendo por todos os outros lobos. Pacientes de meia-idade e idosos com doenças crônicas primárias, principalmente HAS (hipertensão), doença pulmonar e renal crônicas, diabetes mellitus, doença cardiovascular e neoplasias são mais suscetíveis à insuficiência respiratória com um pior prognóstico. Quando é oferecido suporte respiratório na fase inicial tem-se uma melhora do prognóstico da doença e conseqüentemente facilita a recuperação do indivíduo doente (KULDEEP et al., 2020; DIAS et al., 2020).

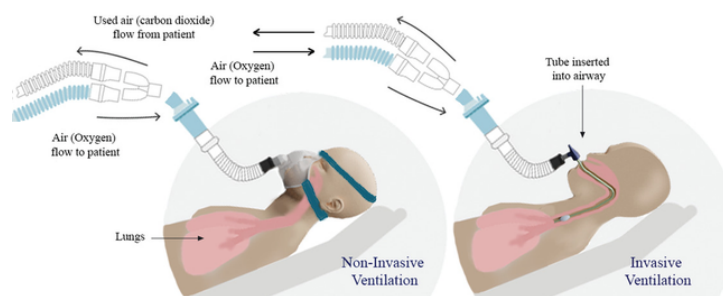
Atualmente vê-se um grande número de indivíduos jovens também desenvolvendo a forma grave da doença, sendo, portanto, cada vez mais importante manter esse suporte respiratório durante o isolamento e o transporte desses pacientes de forma segura e evitando sempre a transmissão do vírus.

As manifestações clínicas de pacientes adultos com COVID-19 podem ser classificadas em assintomáticos, doença leve a moderada, grave ou crítica, sendo essa última denominada

para casos onde há insuficiência respiratória grave por hipoxemia (quando a saturação de oxigênio é baixa, abaixo de 90%) necessitando de ventilação mecânica e/ou quando há choque séptico (DIAS et al., 2020).

De acordo com AMIB e SBPT (2013) a ventilação mecânica (VM) vai substituir a ventilação natural dos pulmões de maneira total ou parcial quando há uma insuficiência respiratória podendo essa ser aguda ou crônica agudizada. Quando esse suporte ventilatório acontece através de um dispositivo como uma máscara facial, por exemplo, é chamada ventilação mecânica não invasiva (VNI) e quando acontece através de um tubo endotraqueal ou cânula de traqueostomia é chamada de ventilação mecânica invasiva (VMI) como apresenta a Figura 2.3, (CHRISTOU et al., 2020). Com essa ventilação mecânica têm-se uma redução do esforço respiratório do paciente e uma melhora das trocas gasosas. A VNI utiliza uma pressão inspiratória positiva (IPAP) ou pressão de suporte (PSV) e uma pressão expiratória positiva (EPAP) ou pressão expiratória final positiva (PEEP). Quando utiliza CPAP que é a pressão positiva contínua nas vias aéreas (também uma VNI), a ventilação do paciente é feita de forma totalmente espontânea havendo uma pressão expiratória final contínua nas vias aéreas.

Figura 2.3 – VNI e VMI.



Fonte: Christou et. al. (2020).

Barbas et al. (2014) reforçam que a ventilação mecânica melhora a qualidade do atendimento no ambiente hospitalar e a sobrevivência do paciente, mas deve ser executada de maneira segura e adequada para não haver danos ao paciente. O Comitê de Ventilação Mecânica da Associação de Medicina Intensiva Brasileira (AMIB) e da Comissão de Terapia Intensiva da Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia (SBPT) recomendam o suporte ventilatório com volumes correntes de 6mL/Kg de peso predito, delta entre a pressão de platô e a pressão expiratória final positiva (PEEP) de no máximo 15cmH₂O, níveis de pressão expiratória finais que evitem o colapamento das vias aéreas e dos alvéolos e garantir uma troca gasosa eficaz. O posicionamento dos pacientes no leito de maneira a garantir uma ventilação adequada evitando

lesão (como a posição prona nos casos de síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA) grave) e técnicas de suporte avançado como a circulação extra- corpórea com remoção do gás carbônico (CO_2) nos casos de SDRA refratária também são recomendações da AMIB e SBPT.

É possível atualmente ajustar a sincronia do paciente com o ventilador mecânico e a VM de acordo com a doença respiratória apresentada pelos pacientes. Para ventilação mecânica não invasiva com pressão positiva a recomendação para os pacientes com incapacidade de manter ventilação espontânea é um volume-minuto $>4Lpm$, $PaCO_2 <50mmHg$ e $pH >7,25$. Deve-se iniciar uso de VNI com dois níveis de pressão, com a pressão inspiratória suficiente para manter um processo de ventilação adequada, visando impedir a progressão para fadiga muscular e/ou parada respiratória. A partir disso se os pacientes piorarem ou não apresentarem melhora devem ser intubados e entrar com a VMI. Cada condição de saúde específica deve ser avaliada pela equipe de saúde dentro das suas indicações e/ou contraindicações absolutas e relativas para a escolha da VNI com pressão positiva ou da VMI.

São dois modos de ventilação para suporte da VNI, sendo eles o CPAP e o BIPAP (IPAP + EPAP). Os ventiladores portáteis utilizados apresentam compensação de vazamento e são acoplados a interfaces (nasal, facial, facial total e capacete), necessitando verificar as vantagens e desvantagens de cada tipo de interface para uma escolha mais adequada, sempre monitorando o volume corrente (VC), a saturação periférica de oxigênio (SpO_2) e a frequência respiratória (f). É recomendado utilizar uma interface que não tenha compressão nasal quando a utilização de VNI for maior que 24 a 48 horas. As máscaras nasais não são bem aceitas por pacientes com claustrofobia, podendo acontecer vazamentos e despressurização. As oronasais (faciais) podem causar úlceras nos pontos de apoio, dificulta comunicação e alimentação e apresenta maior sensação de claustrofobia. Com o uso da máscara facial total ou capacete deve-se ter o alerta com relação a aspiração em caso de vômito, não deve ser usada juntamente a aerosolterapia e ainda a necessidade de pressão mais alta diante de um maior espaço morto (AMIB; SBPT, 2013).

A ventilação mecânica não invasiva atualmente é indicada objetivando evitar a intubação traqueal de pacientes internados pois quando o mesmo vai para a ventilação mecânica invasiva tem-se um aumento na incidência de pneumonia já citado anteriormente. O ideal é conseguir a redução do período de intubação e tempo de ventilação mecânica pois o sistema de saúde do mundo encontra-se sobrecarregado na atual situação da pandemia do COVID-19. (CORRÊA et al., 2020).

Jerre et al. (2007) já recomendavam o uso da cabeceira do leito elevada entre 30° e 45° como mostra a Figura 2.4 para melhora nos parâmetros ventilatórios evitando a pneumonia associada a ventilação mecânica (PAV) e reforçavam a relevância dos procedimentos fisioterápicos (que é parte do atendimento multidisciplinar dentro da UTI) para reexpansão pulmonar e/ou remoção de secreções das vias aéreas realizados durante o uso da ventilação mecânica, sendo essas manobras de aspiração, percussão e vibração, drenagem postural, compressão brusca do tórax, posicionamento corporal, expansão/reexpansão pulmonar, hiperinsuflação manual, e terapia com PEEP, podendo ser utilizados combinados ou não de acordo com a necessidade de cada indivíduo.

Figura 2.4 – Cabeceira do leito elevada em 45°.



Fonte: Google imagens (2022).

Ma et al. (2020) descrevem que em casos mais graves de COVID-19 onde há síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA), alguns pacientes podem não ter sucesso utilizando a ventilação mecânica, não respondendo ao tratamento, e nesses casos específicos uma opção é a oxigenação por membrana extracorpórea (ECMO) que vai auxiliar a respiração e também a circulação do paciente, caso necessário, resolvendo a hipoxemia e melhorando a perfusão sanguínea. O recurso EMCO irá substituir temporariamente a função cardiopulmonar do indivíduo através de dispositivos artificiais, o que é excelente mas existe a desvantagem do alto custo e a mortalidade ainda é alta durante o tratamento. Na ECMO são utilizadas bombas de rolete e centrífugas que através de um motor gera fluxo sanguíneo e pressão negativa. O chamado "pulmão artificial" é o oxigenador que realiza a troca gasosa absorvendo oxigênio e descartando dióxido de carbono, regulando inclusive a temperatura. Mesmo a recomendação da Organização Mundial de saúde para o uso da ECMO em casos críticos de COVID-19, ainda não se tem direcionamento com relação ao melhor momento de uso e a relação risco/benefício.

Kain e Fowler (2019) reforçam que podem haver dificuldades que até limitem a transferência de pacientes entre instituições devido a preocupações com o controle da infecção. Uni-

dades móveis capazes de realizar a ECMO em locais mais afastados dos grandes centros antes da transferência pode ser vantajoso durante uma pandemia e foi uma abordagem bem-sucedida usada durante a pandemia de H1N1 de 2009.

Outro sistema conhecido para ventilar o paciente é o Reanimador Manual, habitualmente chamado de "Ambu". Esse sistema segundo Ortiz et al. (2013) pode ser utilizado para agilizar a oxigenação em UTIs, ventilar temporariamente pacientes entubados ou não e em uma necessidade de transportar o paciente. Eles podem ser auto infláveis ou infláveis por fluxo, mas apresentam desvantagens pois demanda a disponibilidade de um profissional de saúde para a utilização do equipamento já que para um resultado mais eficaz é necessário o uso das duas mãos para comprimir o equipamento. Em meio a pandemia de COVID-19 vivencia-se a escassez cada vez maior de profissionais da área da saúde devido a grande demanda e a exaustão de toda a equipe envolvida.

Muitos são os desafios enfrentados pelas equipes de saúde ao terem que introduzir algum tipo de suporte ventilatório ao paciente em estado crítico, desvantagens quanto ao desfalque de profissionais de saúde em situações epidêmicas/pandêmicas, alto custo dos equipamentos, escapes de oxigênio, desconforto, lesões na face e a falta de colaboração do paciente frente a claustrofobia ao ter que fazer uso de algum desses dispositivos não invasivos, dentre outros. O sistema inovador de isolamento e transporte que será desenvolvido visa oferecer ao paciente esse suporte necessário de ventilação artificial promovendo fluxo contínuo e uma atmosfera positiva (controlando o fluxo e a pressão de ar - controle de pressão e de vazão). Proporcionar isolamento seguro por contato e/ou aerossol, permitindo a utilização de oxigênio e/ou ar atmosférico possibilitando a inserção de todos os protocolos médicos existentes para pacientes com insuficiência respiratória trazendo muito mais conforto.

2.3 Sistemas de isolamento e transporte humano existentes

Após a pandemia da COVID-19 o estudo de Tong et al. (2020) evidenciam como ocorreu a transmissão do coronavírus em meados de dezembro de 2019 e reforça a necessidade de grandes esforços para conter a transmissão do vírus objetivando também controlar os surtos que ainda podem acontecer.

Yousuf et al. (2020) exprimem que com a evolução da pandemia de COVID-19 é importante se evitar a disseminação do vírus dentro do ambiente hospitalar e proteger tanto os profissionais de saúde que estão na linha de frente quanto o próprio paciente. O isolamento e

o transporte (seja intra ou inter-hospitalar) desses pacientes, principalmente os instáveis e que apresentam maior risco, devem ser seguros. Existem muitos protocolos para o transporte de pacientes com doenças infectocontagiosas, como já citados anteriormente para transportar pacientes com a forma grave de COVID-19 e foram desenvolvidos para ajudar outras equipes de saúde a se nortearem nesse momento.

Ainda em relação ao uso de protocolos, Liew et al. (2020) mencionam que a equipe de saúde tem que estar preparada para a transferência intra hospitalar desses pacientes em isolamento que poderá acontecer por vários motivos, como para realização de exames em outro setor ou até mesmo realização de procedimentos específicos e essa transferência de pacientes isolados trás riscos e pode aumentar o descontrolado dessa transmissão aumentando o número de infectados. Os autores sugeriram um protocolo para os profissionais de saúde que irão participar desse transporte: considerar o reconhecimento precoce de pacientes em estado mais graves, prezar pela segurança dos profissionais de saúde e do paciente fazendo uso de EPIs, se preparar para possíveis emergências médicas durante o transporte e realizar a descontaminação de todo material e locais por onde percorreram após o transporte, incluindo o meio utilizado para esse fim. Esse transporte feito de maneira não padronizada não colabora com todo o esforço que é feito para a contenção da disseminação da doença infectocontagiosa.

A utilização somente de protocolos para transportar pacientes com doenças infectocontagiosas não se mostram eficazes sem um equipamento apropriado que mantenha esse isolamento pois irão depender totalmente do manejo dos profissionais que irão conduzir todos os procedimentos em todo o trajeto e até mesmo após o trajeto o que não garante o controle da transmissão viral visto que esses profissionais muitas vezes trabalham em alto nível de desgaste e exaustão podendo resultar em erros.

No mundo existem alguns sistemas fechados de isolamento e transporte de indivíduos com doenças infectocontagiosas. Na Europa a organização Suíça de resgate aéreo (REGA) desenvolveu e patenteou uma pequena unidade de isolamento do paciente (PIU) separando o paciente da equipe de saúde para transporte de pacientes com doenças altamente infecciosas (FIGURA 2.5).

Figura 2.5 – Unidade de isolamento REGA PIU.



Fonte: Albrecht et al. (2020).

O equipamento chamado REGA PIU tem um envoltório flexível estabilizado por hastes arqueadas fixadas em uma base firme. Através de um sistema de ventilação com filtro HEPA é mantido sob pressão negativa utilizando a energia da aeronave (conector 220V) ou bateria recarregável (com autonomia de 8h). Possibilita pela sua dimensão, pacientes respirando espontaneamente ou em uso de VM, serem transportados em cabines a jato pressurizadas, pequenos helicópteros e veículos como ambulância. Esta REGA PIU permanece hermética, mesmo quando há uma perda repentina de pressão da cabine do transporte aéreo. Testes foram realizados durante o seu desenvolvimento utilizando normas da União Europeia (EN14126 e EN ISO 17491-3) mostrando promover uma barreira contra agentes infecciosos semelhantes a uma roupa de proteção (ALBRECHT et al., 2020).

Desde 2015 Albrecht, Kunz e Voelckel (2015) sugerem e ressaltam a importância da realização de testes caso haja uma emergência no voo, como quando se tem uma descompressão rápida da cabine (despressurização). Mesmo não sendo alta a incidência de emergências em voo essa possibilidade não pode ser descartada e deve sempre ser realizado teste de pressão desses equipamentos utilizados no transporte aéreo pois assim haverá maior segurança.

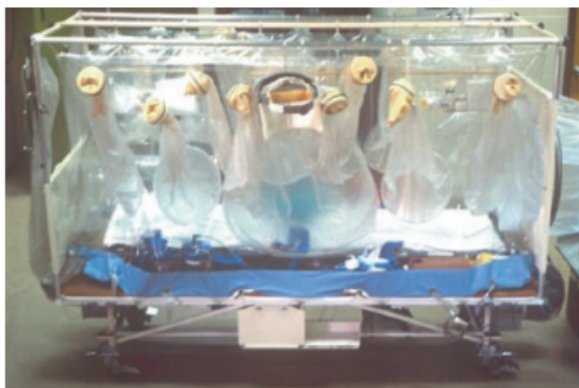
Plazikowski et al. (2018) apontam algumas limitações que afetam o desempenho da equipe de saúde no modelo europeu da PIU (pequena unidade de isolamento), dentre elas a redução da visibilidade através da cobertura plástica, luvas padronizadas para acesso ao paciente

não atendendo ao tamanho do profissional de saúde, hora muito grande, hora pequena e uma demanda maior de tempo para atingir a ventilação adequada ao paciente.

Quando é realizado o transporte aeromédico desses pacientes sem sistema de isolamento, de acordo com Garibaldi et al. (2019), pode haver o aumento da sobrevivência e infectividade do vírus decorrente da baixa umidade relativa do ar que acontece em grandes altitudes e um ponto positivo é a utilização pela maioria das companhias aéreas do filtro HEPA que é um filtro de ar particulado de alta eficiência diminuindo a recirculação de contaminantes aerossolizados.

O sistema isolador para transporte de pacientes em aeronave chamado ATI Vickers é o mais antigo e ainda utilizado nos EUA e na Europa. Foi desenvolvido em 1975 por Philip Trexler, utilizando pressão negativa para isolar pacientes com patógenos de alta transmissão. Ele tem uma estrutura portátil coberto com um envelope de cloreto de polivinila transparente incorporando a parte superior de uma roupa com mangas enluvadas e possui portas de transferência (FIGURA 2.7).

Figura 2.6 – Sistema isolador ATI Vickers.



Fonte: Christopher; Eitzen (1999).

A pressão negativa é mantida por um sistema elétrico acoplado à aeronave ou através de bateria portátil recarregável e filtros HEPA são utilizados na entrada e saída ar. Eles ressaltam o cuidado ao usar objetos pontiagudos para evitar a perfuração da capa e não recomendam o uso de VM durante o uso do ATI Vickers (CHRISTOPHER; EITZEN, 1999).

Outro sistema de isolamento existente é o Sistema de Contenção Biológica Aeromédica (ABCS), fabricado pela Production Products em St. Louis nos EUA a pedido da empresa aérea Phoenix Air, para pacientes com SARS em 2005 mas foi utilizado para pacientes contaminados com Ebola em 2014 (FIGURA 2.7).

Figura 2.7 – Sistema de contenção biológica Aeromédica ABCS.



Fonte: Garibaldi et al. (2019).

É um exoesqueleto de metal que apoia um forro de plástico interno que cria uma câmara de isolamento hermética. Ao contrário do ATI Vickers, o ABCS não permite o acesso externo ao paciente pois é necessário a entrada da equipe de saúde com uso de EPIs na câmara que é mantida em pressão negativa usando uma bomba de ar filtrado por uso do HEPA. O ar de exaustão é bombeado por uma válvula na fuselagem da aeronave (GARIBALDI et al., 2019).

Existe um outro sistema de isolamento e transporte chamado TIS que é semelhante ao ABCS por ter um exoesqueleto de metal e uma cobertura de plástico, mas com capacidade para transportar até 8 pacientes, é necessária a utilização de EPIs pela equipe de saúde para acessar a sala dos indivíduos infectados (FIGURA 2.8). Toda a TIS está sob pressão negativa e também é utilizado HEPA para filtragem do ar na entrada e na saída (GARIBALDI et al., 2019).

Figura 2.8 – Sistema de isolamento e transporte TIS.



Fonte: Garibaldi et al. (2019).

Em 2014 para suprir uma maior demanda pensando em maiores epidemias do vírus Ebola, Paul Allen, junto com a Phoenix Air e uma empresa de pesquisa chamada MRI Global, chegaram a construir o Sistema de Biocontenção em Contêiner (CBCS), que já possibilitou o transporte de até 4 pacientes juntamente com 6 equipes médicas. Por se tratar de um contêiner possui 3 ambientes, uma sala da equipe médica, uma ante-sala e a sala onde ficam os indivíduos com a mesma doença infectocontagiosa (FIGURA 2.9). Como nos outros sistemas de transporte citados, também é mantido sob pressão negativa e tanto a entrada quanto a exaustão de ar são filtradas por HEPA, com a desvantagem de necessitar de uma aeronave muito maior para o seu uso (GARIBALDI et al., 2019).

Figura 2.9 – Sistema de biocontenção em contêiner CBCS.



Fonte: Garibaldi et al. (2019).

A força aérea americana criou um Sistema de proteção respiratória / ocular da tripulação aérea (AERP) onde foi feita uma adaptação da máscara de gás utilizada por aviadores com o objetivo de proteger os membros da tripulação aeromédica de infecções pensando em uso durante emergências (FIGURA 2.10). Mantido pelo sistema elétrico da aeronave ou por uso de baterias, o oxigênio é passado através do filtro coletor para a máscara e o ar ambiente filtrado é usado para desembaçar o visor. No solo, é utilizado ar ambiente filtrado (GARIBALDI et al., 2019).

Figura 2.10 – Sistema de proteção respiratória/ocular AERP.



Fonte: Garibaldi et al. (2019).

Já desenvolvido nos EUA, mas ainda sendo testada sua confiabilidade existe o sistema de Defesa Química, Biológica, Radiológica e Nuclear (CBRN) que foi criado para ser mais confortável e apresentar menor custo de aquisição e manutenção quando comparado ao AERP (GARIBALDI et al., 2019).

O Trexler Air Transport Isolator (T-ATI), utilizado no Reino Unido, para transportar pacientes com doenças infecciosas graves é fechado, mantido sob pressão negativa (mantendo a saturação de oxigênio próxima de 90% em indivíduos saudáveis) por um sistema de ventilação filtrado por HEPA. Sendo necessário uso de oxigênio, é possível através de cilindros portáteis onde os cabos passarão por portas que também permitirão cabos para monitorar equipamentos e tubos para fluidos parenterais ou medicamentos (FIGURA 2.11). O acesso pela equipe de saúde ao paciente acontece pela meia roupa acoplada em cada lado do isolador o que permite mais de um membro da equipe acessar o paciente ao mesmo tempo mas também prejudica a destreza manual (NICOL et al., 2019).

Figura 2.11 – Trexler Air Transport Isolator T-ATI.



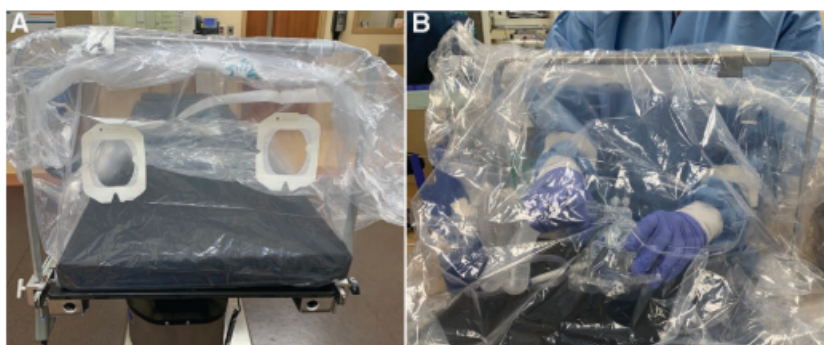
Fonte: Nicol et al. (2019).

Realizar o transporte desses pacientes infectados em aeronave fechada é um grande desafio pois procedimentos de aerossol como ventilação não invasiva (VNI), oxigenoterapia nasal de alto fluxo e nebulização podem representar riscos elevados particularmente em cabines fechadas (BREDMOSE et al., 2020). Sendo muito importante a existência de equipamentos que isolem o indivíduo de maneira eficaz, eliminando o risco de transmissão viral por aerossol.

Segundo Bourn, Wijesingha e Nordmann (2018) a transferência de pacientes gravemente enfermos os coloca em situação de maior instabilidade podendo acarretar danos maiores, sendo importante um local seguro e apropriado não se esquecendo também dos cuidados com a equipe de saúde que necessita de equipamentos de proteção e treinamento. Eles ainda colocam o alto custo para manter essas equipes de saúde e o grande número de profissionais envolvidos.

Eslahpazir e Huang (2020) criaram um sistema de isolamento para uso na sala cirúrgica que eles chamam de capô de pressão negativa que consiste em uma barreira de proteção ao realizar procedimentos de aerossolização como entubação do paciente. O equipamento é descartável e fixado à mesa de cirurgia por uma moldura quadrada de alumínio, com uma cortina de plástico transparente que é colocada sobre o paciente (cobrindo a cabeça e tórax) e um sistema de pressão negativa (através de instrumento de sucção que gera o vácuo de pressão negativa) que fornece proteção adicional contra partículas aerossol. Existem aberturas para entrada de tubos e também para as mãos do profissional de saúde que são selados com uso de curativos do tipo Tegaderm (FIGURA 3.1).

Figura 2.12 – Capô de pressão negativa.



Fonte: Eslahpazir e Huang (2020).

Diante da falta de padronização no transporte de pacientes, Eiding, Kongsgaard e Braarud (2019) realizaram um estudo quantitativo onde após entrevistarem equipes de saúde na Noruega, envolvidas em transporte inter-hospitalar concluíram que esses são descritos como potencialmente perigosos e desafiadores pelas características do ambiente externo hospitalar.

Para garantir um bom nível de competência e segurança para cada paciente eles sugerem ser fundamental padronizar o transporte inter-hospitalares em nível nacional, construídos com base no consenso de equipes mais experientes.

Bannister et al. (2009) já haviam registrado através da Comissão Europeia de especialistas em doenças infecciosas a criação de um grande centro de isolamento de alto nível (HLIU) projetado para fornecer atendimento médico ideal para pacientes com doenças altamente infecciosas. Ao mesmo tempo que protege os profissionais de saúde, outros pacientes e a comunidade em geral de infecções, também trouxeram naquela época algumas preocupações e incertezas diante de qual a taxa de troca de ar seria ideal, qual o modo ideal de transporte desses pacientes e dúvidas quanto a necessidade de filtração das partículas de ar utilizando HEPA.

Hao et al. (2019) desenvolveram para pacientes infecciosos ou com suspeitas de infecção um capuz de isolamento com uso de pressão negativa que efetivamente atinge o isolamento individual durante os estágios iniciais da doença/surto e facilita o transferência rápida. O capuz que fica na região da cabeça é feito de cloreto de polivinila (PVC) transparente e dobrável para melhor armazenamento, possui uma estrutura inflável no pescoço que permite a fixação do capuz e a pressão negativa é gerada por um sistema de exaustão elétrico que é transportado pelo próprio paciente semelhante a uma mochila nas costas (FIGURA 2.22). Um ponto negativo é o ruído causado pelo exaustor dentro do compartimento e a não aceitação do uso por indivíduos claustrofóbicos.

Figura 2.13 – Capuz de isolamento.

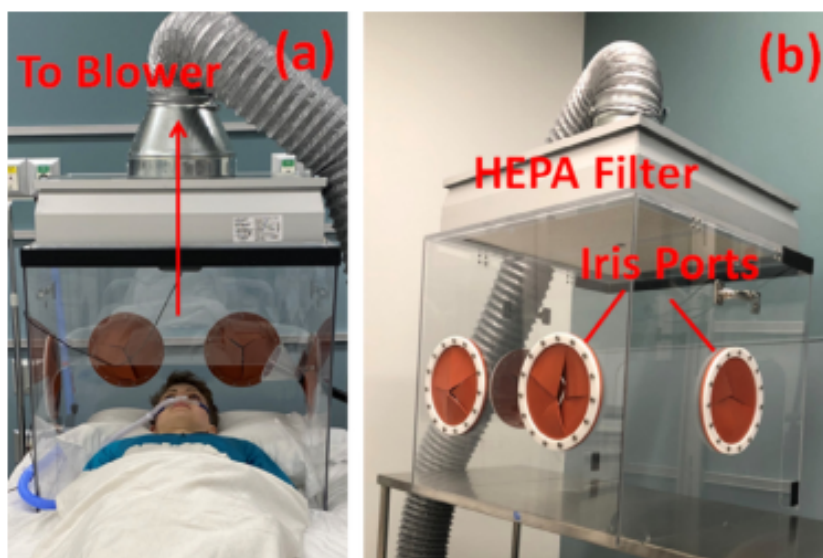


Fonte: Hao et al. (2019).

Phu et al. (2020) também desenvolveram um capuz portátil, uma caixa nomeada Aerosol Hood, que utiliza pressão negativa e filtros HEPA criando uma barreira entre o profissional de saúde e o paciente, mas permite o acesso da equipe de saúde através de aberturas nas laterais

chamadas Iris e também um recorte na parte anterior para acomodar a região torácica do paciente visto que essa região e a cabeça ficam na parte interna da Aerossol Hood (FIGURA 2.14).

Figura 2.14 – Aerossol Hood.



Fonte: Phu et al. (2020).

A empresa de sistemas de transporte e isolamento médico EpiGuard, construiu um sistema chamado EpiShuttle que isola e transporta pacientes individualmente, considerado seguro em conformidade com a EN1789, possuindo 8 acessos nas laterais através de portas que podem ser acoplados saco de lixo e luvas (FIGURA 2.15). Permite o modo de pressão negativa (a pressão negativa e os filtros de saída evitam que o ar contaminado escape do isolador) e pressão positiva (a pressão positiva e os filtros de entrada evitam que o ar ambiental não filtrado entre no isolador). O sistema de ventilação de ar gera mais de 15 trocas de ar por hora (SCHWABE et al., 2020).

Figura 2.15 – Epishuttle.

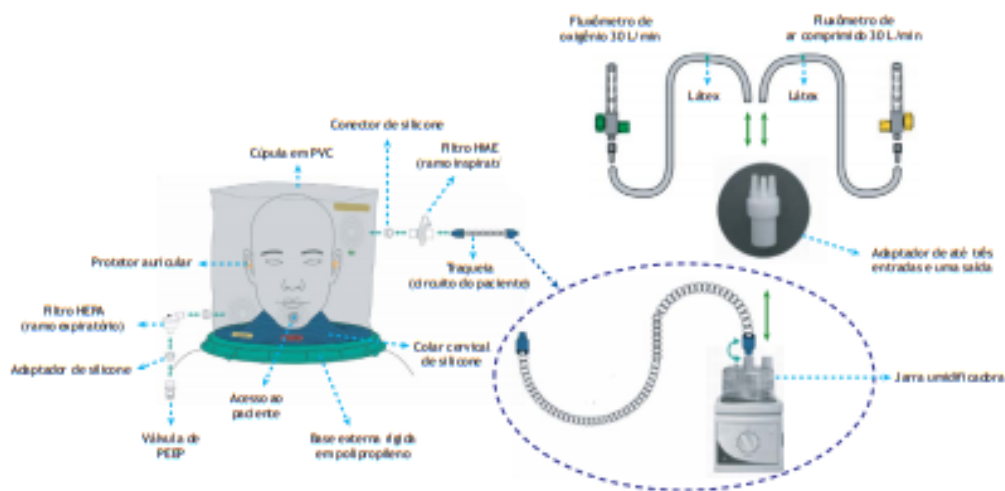


Fonte: Schwabe et al. (2020).

No Brasil um tipo de capacete foi desenvolvido e patentado pensando em atender a grande demanda da COVID-19. Nomeado ELMO 1.0, foi produzido em PVC transparente,

atóxico autoclavável, silicone na região do pescoço, preso a uma base rígida de polipropileno (FIGURA 2.16). O equipamento oferece pressão positiva através de orifícios inspiratórios e expiratórios existentes no próprio capacete e filtro HEPA no ramo expiratório (HOLANDA et al., 2021).

Figura 2.16 – Elmo.



Fonte: Holanda et al. (2021).

A existência de protocolos para transportar indivíduos com doenças infectocontagiosas não garante a não transmissão da infecção pois a responsabilidade de seguir o protocolo à risca é única e exclusivamente da equipe de saúde envolvida que trabalha exaustivamente principalmente em momentos de epidemias ou pandemias, estando mais suscetíveis a erros. Muitos equipamentos existentes para isolar e transportar esses pacientes infectados não conseguem ainda fazê-lo de maneira eficaz. Um grande número deles ainda utiliza a pressão negativa sabendo-se atualmente que o uso da pressão positiva trás menor gasto energético ao paciente durante a respiração, melhorando a complacência pulmonar. Outros ainda são muito grandes para conseguirem ser transportados através de meios menores (aéreos ou terrestres) ou ao contrário, muito pequenos causando desconforto ao paciente levando a sensações claustrofóbicas como os capacetes, por exemplo. Ainda não oferecem pressão positiva com um fluxo contínuo de ar atmosférico e/ou uso de oxigênio combinado. Diante disso e de outros fatores já mencionados, vê-se a necessidade da construção de um sistema inovador de isolamento e transporte de pessoas com doenças infectocontagiosas que consiga trazer um fluxo constante com pressão positiva dentro da câmara hermética, desativando o vírus na saída de ar utilizando álcool glicerinado, oferecendo conforto ao paciente, segurança a equipe de saúde, conseqüentemente

diminuindo os gastos excessivos com EPIs permitindo ainda a inserção de protocolos médicos e o transporte podendo acontecer aéreo ou terrestre de maneira segura (intra ou extra-hospitalar).

2.4 Automação - Tipologia Hardware

2.4.1 Controlador Lógico Programável - CLP

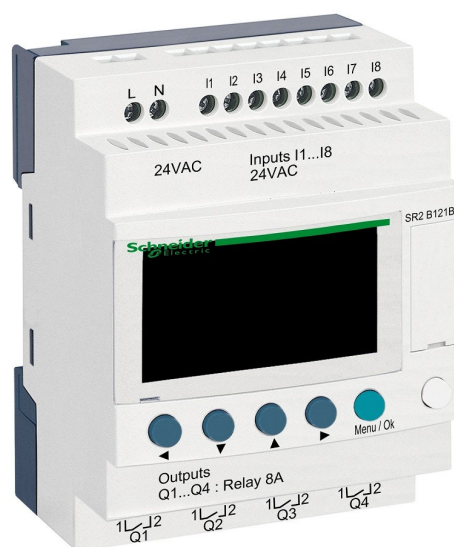
O Controlador Lógico Programável (CLP) – ou PLC (Programmable Logic Controller) segundo Silva (2016) é um computador industrial que armazena instruções para controlar um determinado processo e aceita a implementação de funções podendo ser sequência lógica, temporização, contagem, operação lógica e aritmética, manipulação de dados e comunicação em rede.

Alphonsus e Abdullah (2016) descrevem a confiabilidade, viabilidade e economia no uso dos CLPs (Controladores lógicos programáveis) pois possuem vantagens tecnológicas sendo responsáveis por executar funções previamente programadas e armazenadas por instruções em sua memória através de técnicas de programação de software.

Segundo a ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas), IEC (Comissão Internacional de Eletrotécnica) 61131, o CLP é um equipamento eletrônico digital com hardware e software compatíveis com aplicações industriais. O CLP é um dos controladores mais usados nas indústrias atualmente (LAGE, 2017). Ele executa um programa de controle através de um microcontrolador de sinais de entrada binários e atualiza o valor dos sinais em ciclos de tempo máximo permitido para o processo definido de acordo com o tamanho, complexidade e configuração compatível (SILVA, 2016).

De acordo a Figura 2.17 podemos observar a estrutura básica de um CLP onde temos a unidade de entrada recebendo os sinais elétricos, a unidade de saída que recebe os sinais processados pelo CLP e disponibiliza um sinal elétrico para utilização na máquina ou processo. Em seguida temos a unidade de processamento que é considerado o cérebro do CLP que administra todas as funções, recebe os sinais da unidade de entrada, executa a lógica do programa usuário e coloca o resultado na unidade de saída.

Figura 2.17 – Arquitetura básica do CLP.



Fonte: Silva (2016).

O CLP pode controlar uma grande quantidade de variáveis, substituindo o homem com maior precisão, confiabilidade, custo e rapidez (NATALE, 2008). Através dessa interface de programação homem-máquina conseguimos colocar todos os protocolos médicos necessários para o funcionamento com segurança do sistema inovador de isolamento e transporte de pessoas com doenças infectocontagiosas.

2.4.2 Pneumática

A pneumática se ocupa da dinâmica e dos fenômenos físicos relacionados com os gases ou vácuos. Para acionar seus automatismos ela utiliza o ar como fonte de energia. Esse ar para ser utilizado precisa estar em condições apropriadas, a pressão deve ser adequada (utilizando compressores, válvulas) e a qualidade garantida através de um ar limpo com o menor número de impurezas possível (utilizando filtros) (FIALHO, 2015).

De acordo com Fialho (2012) a pneumática é utilizada em muitos problemas de automação, permitindo um maior rendimento com um menor custo já que podem ser construídas até mesmo em ligas de alumínio com uma boa segurança já que a pressão do ar utilizada nas indústrias fica entre 6 a 12 bar.

Na irrigação pneumática é utilizado o ar comprimido para a pressurização dos microtubos sendo importante atentar-se para o tempo de pressurização e despressurização, a distância do microtubo pois quanto maior mais ar será necessário e gastará mais tempo para a pressuriza-

ção. Pressão, volume e temperatura são parâmetros que caracterizam as condições físicas dos gases. Por não terem forma ou volume próprios se adaptam ao do recipiente, são comprimíveis e com tendência à expansão ocupando todo o espaço disponível (PRUDENTE, 2013).

De acordo com Filho (2018) o sistema pneumático é um sistema inteligente e tem grande importância na automação industrial. Em um processo industrial automatizado, o ideal é que o processo funcione sempre de forma constante e se ocorrer alguma variação na pressão (ou no fluxo) do ar, o controlador é ativado, liberando ou impedindo a válvula controladora.

Dessa forma o sistema de isolamento e transporte de pessoas com doenças infectocontagiosas proposto nesse trabalho consegue por meio de um comando inteligente promover um fluxo contínuo e uma atmosfera positiva dentro do sistema controlando o fluxo e a pressão de ar através dos controladores de pressão e de vazão.

2.5 Projeto mecânico

O projeto mecânico visa atender uma necessidade criando ou otimizando um novo equipamento ou sistema de engenharia. Para isso espera-se a melhor combinação de materiais e geometria com custo reduzido, excelente segurança e melhor desempenho.

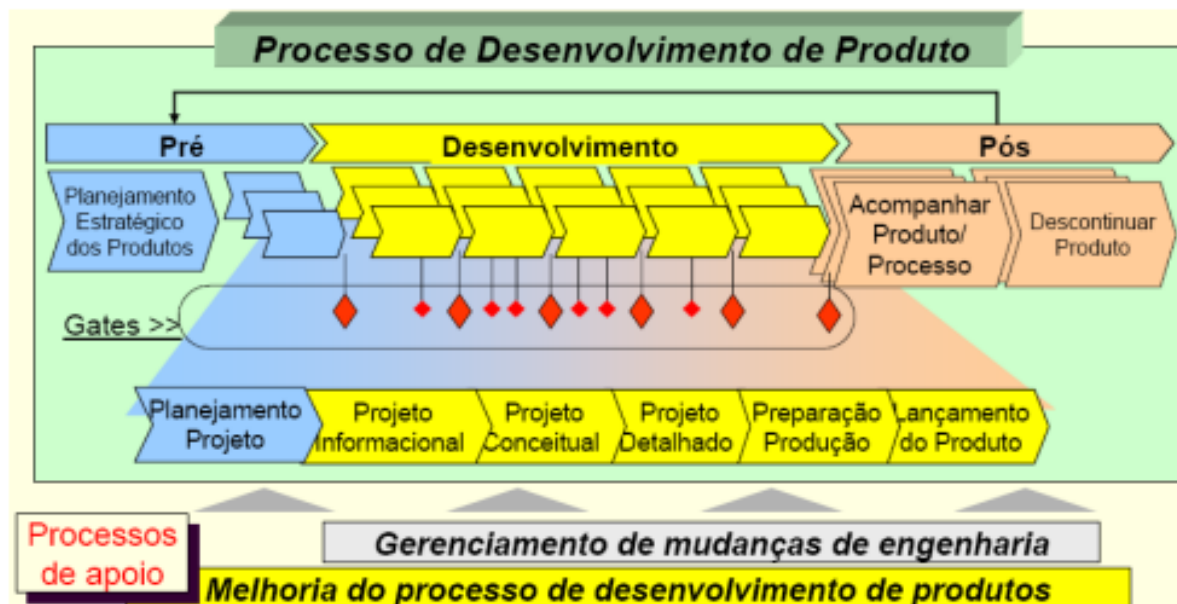
2.5.1 Processo de desenvolvimento de produto - PDP

O processo de desenvolvimento de produto, PDP, segundo Rozenfeld et al. (2006) vai desde a idealização de um produto até o seu lançamento que é a fase final, sendo muito importante que o produto final tenha um baixo custo e uma grande eficácia. A Figura 2.18 ilustra o modelo do processo de desenvolvimento de produtos onde os Gates são representados. Os Gates indicam as revisões formais de fase, podendo ser revisões mais amplas ou pontuais. Desta forma, deve-se atentar para a importância da avaliação de cada processo por um grupo multidisciplinar de pessoas com uma visão ampla, para que decisões sobre a continuidade do desenvolvimento do produto sejam tomadas para que o produto seja desenvolvido conforme o plano. Isto se faz necessário para que depois de um longo período de desenvolvimento, o produto atenda aos requisitos de mercado, para isso são feitas as revisões dos Stage-Gates. O modelo de referência guiará o processo de desenvolvimento de produtos, que deve seguir um planejamento dividido em três fases, são elas:

- Pré-desenvolvimento: Especificações do projeto;

- Desenvolvimento: Planejamento de todos os processos e recursos necessários para a entrega do produto;
- Pós-desenvolvimento: Acompanhamento do produto no mercado, a satisfação do cliente ou a descontinuidade do produto.

Figura 2.18 – Modelo de referência.

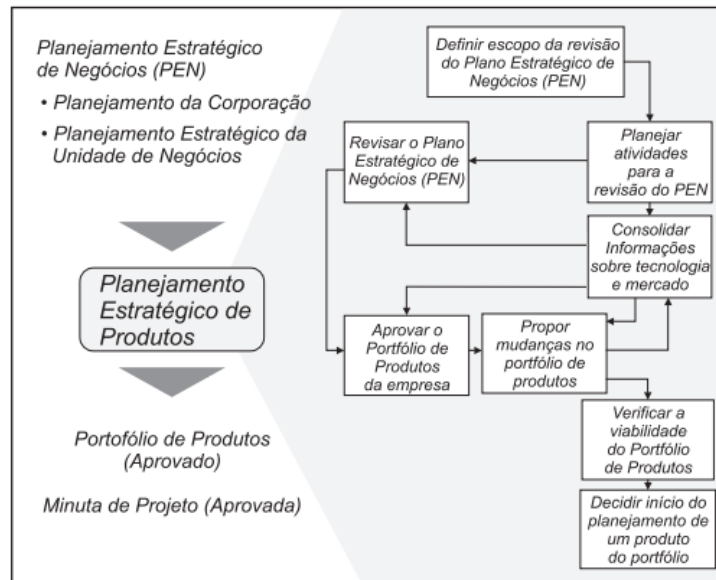


Fonte: Rozenfeld et al. (2006).

No PDP existem fases como a idealização do projeto, uma investigação prévia, o desenvolvimento propriamente dito, a fase piloto e o lançamento desse produto no mercado, sendo importante ressaltar a recomendação do acompanhamento no pós lançamento. O modelo de referência de acordo com Rozenfeld et al. (2006) será detalhado a seguir até a etapa realizada nesse trabalho que se trata do Projeto Conceitual:

1. Pré-desenvolvimento - Essa fase é dividida em Planejamento Estratégico de Produto e o Planejamento do Projeto. O Planejamento Estratégico de Produtos é a primeira fase do modelo de referência e dá início a macrofase de pré-desenvolvimento, que envolve as atividades de definição do projeto de desenvolvimento, sendo necessário seguir o fluxo dessas atividades através do Planejamento Estratégico de negócios (PEN) e o portfólio de produtos conforme ilustra a Figura 2.19.

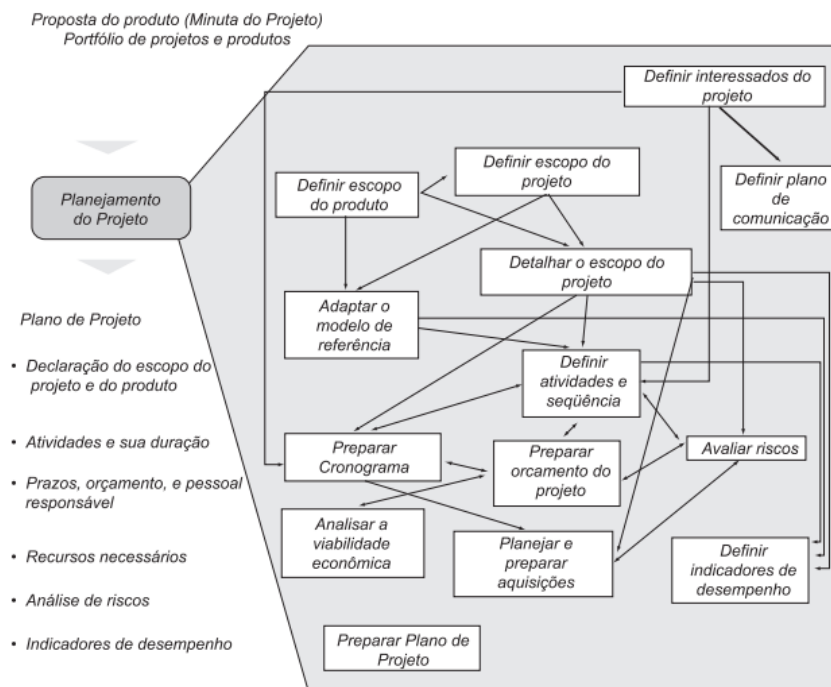
Figura 2.19 – Fluxo de atividades da fase de Planejamento Estratégico de Produtos.



Fonte: Rozenfeld et al. (2006).

O Planejamento do Projeto finaliza a macrofase de pré-desenvolvimento trazendo informações relevantes para a realização do projeto se tornando um guia no controle de sua execução objetivando minimizar os riscos. As informações e atividades que são necessárias nessa fase e a relação entre elas são ilustradas na Figura 2.20 a seguir.

Figura 2.20 – Atividades da fase de Planejamento do Projeto.

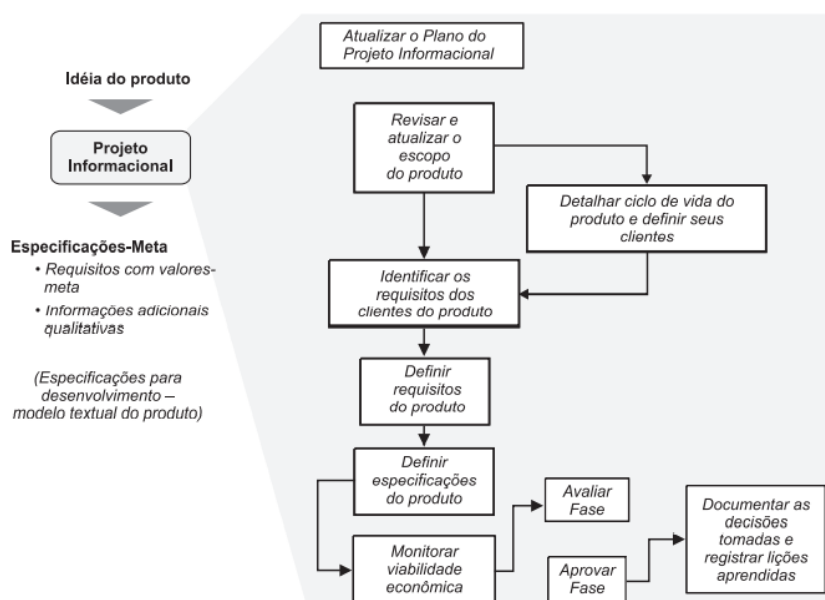


Fonte: Rozenfeld et al. (2006).

2. Desenvolvimento - Essa fase é dividida em Projeto Informacional, Projeto Conceitual, Projeto Detalhado, Preparação/Produção e Lançamento do Produto.

Ao final da fase anterior descrita existirá uma definição do escopo com as definições, restrições, atividades, recursos, além da viabilidade econômica e técnica do projeto e a partir disso iniciará a fase do Projeto Informacional. Nessa fase haverá o desenvolvimento das especificações-meta do produto onde terá que refletir as características que o produto precisará apresentar para atender às necessidades do cliente. A Figura 2.21 ilustra as atividades dessa fase.

Figura 2.21 – Atividades da fase de Projeto Informacional.

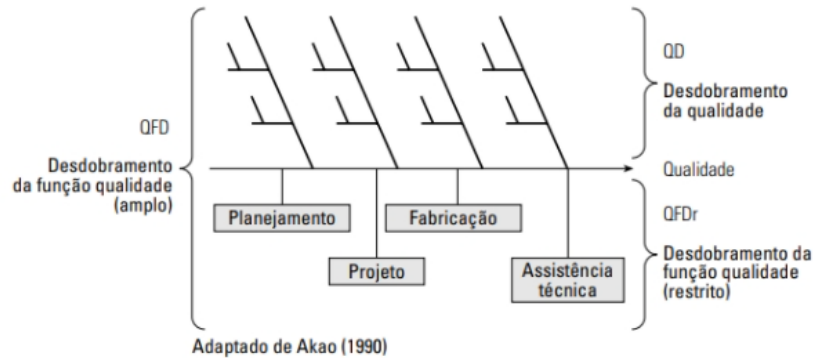


Fonte: Rozenfeld et al. (2006).

Durante o PDP é recomendado a utilização do método de Desdobramento da função Qualidade (QFD) tanto na indústria quanto em produtos de consumo, sendo muito aplicado na melhoria de produtos já existentes, serviços e para o desenvolvimento de novos produtos. Seu uso tem como objetivo traduzir a necessidade do cliente garantindo a qualidade, ele auxilia a equipe de projeto na geração das especificações-meta. O QFD teve origem no contexto de Controle de qualidade total que existia no Japão e foi criado por Akao e Mizuno no final de 1960 sendo subdividido em Desdobramento da Qualidade (QD) e Desdobramento da Função Qualidade no sentido restrito (QFDr) conforme ilustra a Figura 2.22 (FILHO; CHENG, 2007). O uso do método QFD objetiva garantir a qualidade e a confiabilidade do desenvolvimento de um produto em sua fase inicial assegurando que o projeto final atenda às necessidades do cliente.

O método permite a conversão dos quesitos relatados pelo consumidor em características de qualidade do produto, traduzindo as especificidades dos clientes.

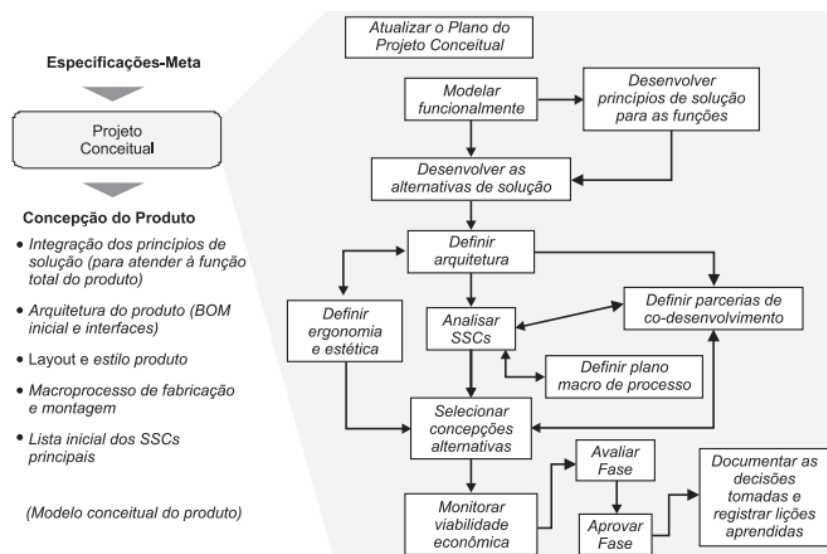
Figura 2.22 – Relação entre QFD, QD e QFDr.



Fonte: Cheng, L.C. (2010).

O Projeto Conceitual é uma fase onde a equipe irá buscar e criar soluções para o problema do projeto. As necessidades, especificações e requisitos previstos é que vão nortear através da criatividade as soluções para o processo de criação. Nessa fase utilizam-se desenhos (podendo ser manuais ou computacionais) para representar as soluções sugeridas pela equipe podendo já estar associados à criação. A Figura 2.23 ilustra a Fase Conceitual do Processo de Desenvolvimento de Produto.

Figura 2.23 – Atividades da fase de Projeto Conceitual.



Fonte: Rozenfeld et al. (2006).

Diante disso faz-se necessário após o projeto conceitual, finalizar as especificações do produto e prosseguir para a manufatura chegando a prototipagem que foi a etapa realizada nesse trabalho.

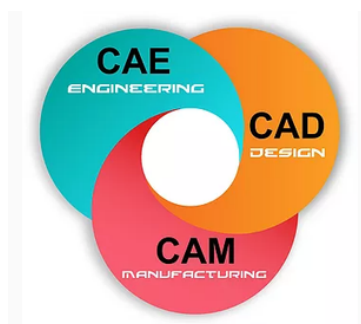
2.5.2 Plataformas CAD/CAE/CAM

A plataforma de desenho intitulada CAD (Computer Aided Design) permite ao usuário projetar e visualizar os componentes em diferentes vistas, bem como modificá-los e dimensioná-los, já a plataforma CAE (Computer Aided Engineering) faz, dentre outras, simulações estáticas estruturais, que permitem um projeto inteligente, gerando redução de custos em todo o processo de criação do produto.

Segundo Figueiredo e Filho (2011) o sistema CAD/CAE/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Engineering/Computer Aided Manufacturing) é um conjunto de ferramentas de tecnologia multidisciplinar interagindo o computador à atividade do projeto fazendo parte também do controle e gestão desse projeto. Essa união dos sistemas de projeto, engenharia e manufatura é uma das mais importantes formas de inovação tecnológica. O sistema CAD é utilizado para realização do desenvolvimento de projeto de produto convertendo as ideias e informações em representações bi ou tridimensionais.

A partir dos anos 90 começaram a surgir essas plataformas integradas CAD/CAE/CAM conforme ilustra a Figura 2.24, que em nossos dias permitem ao engenheiro projetar, testar, definir e simular os processos envolvidos em seus projetos. Um software pode trabalhar com plataformas integradas CAD, CAE, CAM e permitir um elevado nível de realismo visual, além de totalmente bidirecional, ou seja, uma alteração realizada no modelo de um componente é imediatamente refletida na montagem do conjunto (FIALHO, 2006).

Figura 2.24 – Integração dos softwares CAD, CAE e CAM.



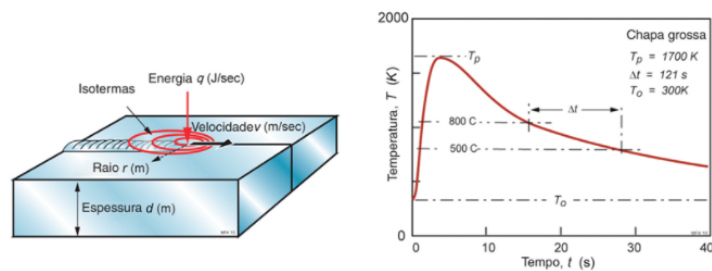
Fonte: Google imagens (2022).

2.5.3 Elementos de máquina voltado à solda e resistência mecânica

Quando há a necessidade de fazer a ligação de metais e polímeros a soldagem é grandemente utilizada na indústria. Se o material utilizado for metal pode-se usar uma técnica através de uma chama a gás ou plasma, feixe de laser ou um arco elétrico que irá derreter o material realizando a ligação por fusão, devendo a solda ser realizada onde a tensão é menos rígida. Pode-se realizar um tratamento térmico de alívio de tensões mas esse processo tem um alto custo, então o ideal é que os materiais tenham propriedade de alta soldabilidade e que as espessuras das peças que serão soldadas sejam iguais com objetivo de diminuir essa tensão residual interna que pode acontecer minimizando seus efeitos (podendo gerar distorções e falhas prematuras nas peças)(ASHBY, 2018).

Para a união de metais, Ashby (2018) relata que existem a brasagem e a solda-estanho onde há uma fonte de calor que em movimento eleva a temperatura local. Como ilustrado na Figura 2.25, a temperatura aumenta rapidamente até um pico de T_p , em seguida esfria lentamente ao ponto que a fonte se move e o calor se perde através de condução. Essa temperatura é grande o bastante para modificar as propriedades do material nos dois lados da solda, sendo um efeito muito importante quando temos a soldagem de aços.

Figura 2.25 – Campo térmico de uma fonte de calor em movimento.



Fonte: Ashby (2018).

Pfeil (2014) reforça a importância de que os aços utilizados de maneira estrutural apresentem uma boa soldabilidade como já mencionado anteriormente e também boa homogeneidade, ductilidade (capacidade de se deformar sem rompimento) e resistência a corrosão. Os aços-carbono (com baixo e médio teor de carbono) são amplamente utilizados sendo o metalon um dos mais utilizados na indústria atualmente.

Figura 2.26 – Tubos de Metalon.



Fonte: Google imagens (2022).

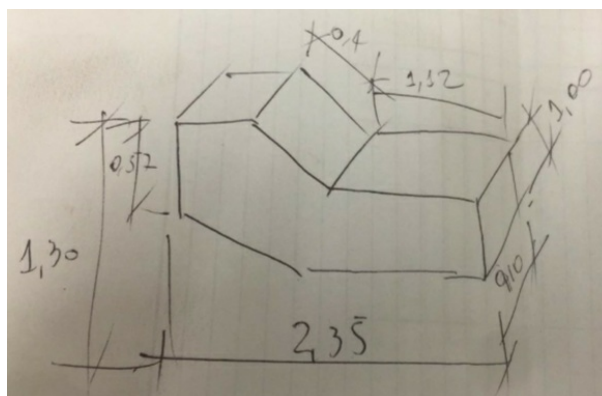
O metalon, conforme ilustra a Figura 2.26 é um tubo de aço de carbono leve que além de apresentar alta resistência tem um ótimo custo-benefício. São encontrados no mercado comumente em barras de 6m com espessura variada entre 0,75 mm a 3,00 mm, podendo ser redondas, retangulares ou quadradas.

3 MATERIAL E MÉTODOS

O sistema inovador de isolamento e transporte de pessoas com doenças infectocontagiosas foi desenvolvido nos Laboratórios de Fabricação e Manufatura Avançada da Escola de Engenharia / Núcleo Engenharia Mecânica da Universidade federal de Lavras (UFLA), no período de junho de 2020 a novembro de 2021.

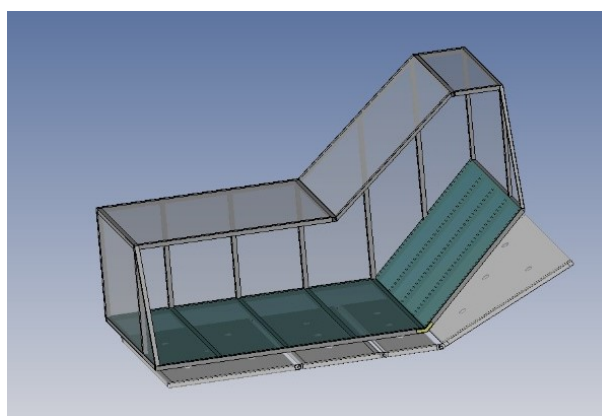
Inicialmente foi idealizado o projeto em sua fase conceitual por um brainstorm com todo o time multidisciplinar e em seguida passou-se para o processo de criação da prova de conceito que deu-se através dos segmentos das etapas previstas para desenvolvimento de produto. Conforme mostram as Figuras 3.1 e 3.2, os desenhos durante o projeto conceitual foram realizados à mão livre, em prancheta e posteriormente transferidos para desenho paramétrico.

Figura 3.1 – Primeiro esboço do projeto.



Fonte: Do autor (2021).

Figura 3.2 – Desenho paramétrico.



Fonte: Do autor (2021).

De acordo com Procópio et al. (2021), o desenho paramétrico é um conceito de como organizar um processo de projeto, estratégico ao fazer a ligação entre o problema e a solução

sendo um tipo de representação aberta e dinâmica que possibilita a liberdade da sua atualização a qualquer momento.

O painel elétrico foi composto de disjuntores, fonte de alimentação 24v DC, bornes de ligação e um controlador lógico programável. A Figura 3.3 mostra uma visão geral do painel elétrico.

Figura 3.3 – CLP.



Fonte: Do autor (2021).

Para automatizar todos os procedimentos do sistema permitindo a inserção e alteração dos protocolos médicos definidos pela equipe de saúde envolvida foi utilizado um CLP - Controlador Lógico Programável da marca Schneider, modelo Zélio Sr2b121bd, alimentação DC 24v, entradas digitais 8x24 VDC, 4 entradas analógicas e saídas: 4x relé (ANEXO B).

Para o sistema de alimentação de oxigênio e ar atmosférico com controle de pressão e vazão foram utilizados acessórios pneumáticos, filtros industriais, hospitalares e sistema de pulverização de fluido que serão todos descritos nas figuras abaixo.

Conforme mostra a Figura 3.4

Figura 3.4 – Filtros industriais.



Fonte: Do autor (2021).

Mix de filtros industriais contendo Filtro de Ar Separador de Condensado da marca SMC, modelo AMG150C-02BD; Filtro de Ar Submicrônico 2 estágios da marca SMC, modelo AMH150C-02BD-T.

Para assegurar que a solução de adução de ar atmosférico ou oxigênio puro esteja condicionado de forma segura ao ser humano, foi adicionado ao final da linha de entrada de ar um filtro hospitalar tipo HEPA, o mesmo que é utilizado em cirúrgicos e unidades de terapia intensiva. A Figura 3.5 mostra o filtro HEPA e a interface de adaptação.

Figura 3.5 – Filtros HEPA.



Fonte: Do autor (2021).

Filtro bacteriano HEPA de padrão hospitalar da marca BECARE, dimensões 5x10x7cm.

Além do pressostato foi utilizado um controlador de pressão modular, para uma regulação mais grosseira da pressão. Esse controlador foi montado na linha de entrada do sistema de isolamento e transporte. Conforme mostra a Figura 3.6

Figura 3.6 – Regulador de pressão.



Fonte: Do autor (2021).

Regulador de pressão modular série AR-B - AR20-01BG-B (ANEXO A).

A adução de ar, seja o atmosférico, o oxigênio ou a mistura de ambos, passa por um controlador de pressão de alta precisão. A Figura 3.7 mostra o pressostato utilizado.

Figura 3.7 – Medidor de vazão.



Fonte: Do autor (2021).

Pressostato digital de alta precisão série ISE30A-01-N-LD.

Para a adução de oxigênio puro foi considerado no sistema pneumático um controlador de alta precisão de vazão. A Figura 3.8 mostra o fluxostato.

Figura 3.8 – Controlador de vazão.



Fonte: Do autor (2021).

Fluxostato série PF2A - PF2A710-01-67 fornecido pela empresa SMC, com ajustes de alta precisão na escala de 0,1 l/min.

A Figura 3.9 mostra um conjunto de válvulas ON/OFF ligadas de forma redundantes.

Figura 3.9 – Válvulas de acionamento elétrico tipo ON/OFF.



Fonte: Do autor (2021).

Valvulas Direcionais de Processo VX2 - VX210BA fabricadas pelo fornecedor SMC, com acionamento de contato do relé tipo ON/OFF. Esse tipo de válvula de controle foi escolhido para que o sistema possa operar de forma automática e autônoma.

O sistema de saída de ar , neste caso ar potencialmente contaminado que estava dentro do sistema de isolamento e transporte, passa por um ciclo de higienização composto de uma válvula tipo ON/OFF e um misturador tipo *flushing* de ar e álcool glicerinado. A Figura 3.10 mostra o conjunto válvula ON/OFF e o misturador pneumático.

Figura 3.10 – Sistema de *flushing*.



Fonte: Do autor (2021).

Sistema de *flushing* e recipiente com álcool glicerinado. Esses dois componentes pneumáticos trabalham em série, considerando o controle de saída de ar do sistema de isolamento,

passando primeiro pela válvula ON/OFF, neste caso, para assegurar a pressão sempre positiva dentro do sistema e após sua abertura o fluxo de ar passar pelo misturador, considerando micro particulado de álcool glicerinado em aspersão para higienização do ar que será expelido novamente a atmosfera.

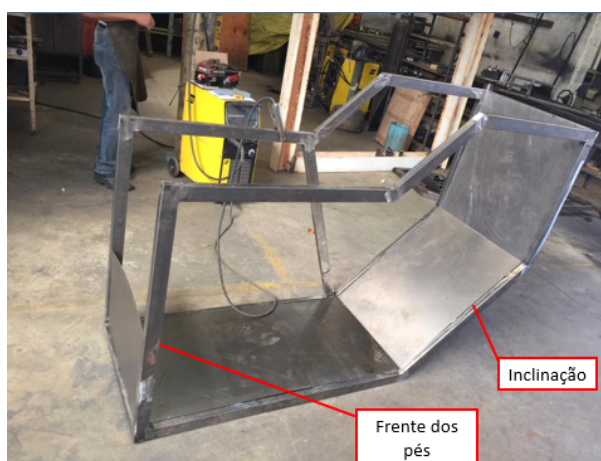
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste contexto o resultado do projeto foi a construção da prova de conceito do sistema inovador de isolamento e transporte de pessoas com doenças infectocontagiosas capaz de manter uma atmosfera interna com controle de vazão e pressão, fluxo contínuo e saída do ar higienizado para o meio externo.

4.1 Construção da prova de conceito.

O processo de construção realizou-se primeiramente com a utilização das barras de Metalon 30x30mm com espessura de 2mm conforme mostra a Figura 4.1.

Figura 4.1 – Construção inicial: barras de Metalon e chapas de metal.



Fonte: Do autor (2021).

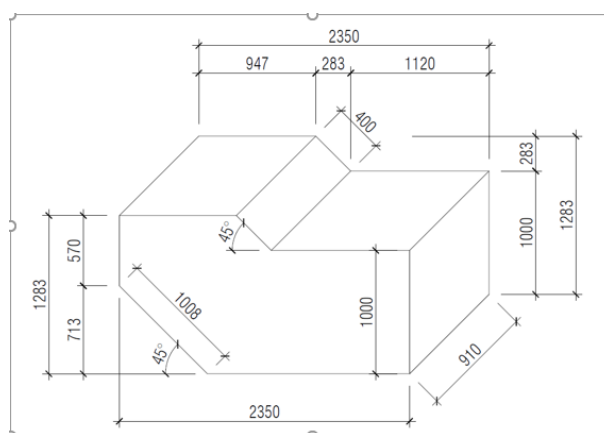
Por ser de aço carbono, o Metalon apresenta ampla resistência e fácil recorte. As barras foram posicionadas de maneira estrutural formando o esqueleto do sistema de isolamento e transporte não havendo junções. Os elementos de ligação das barras de Metalon foram executados por solda TIG com o intuito de eliminar conectores individuais facilitando a vedação do sistema de isolamento e transporte que conseguirá assim se manter hermético. De acordo com Geary (2013) a solda conhecida como TIG (Tungsten Inert Gas Welding) é amplamente utilizada na indústria justamente por resultar em uma solda extremamente forte, livre de defeitos, limpas e com ótimo acabamento.

Em seguida com o uso de chapas de metal ocorreu o fechamento da parte inferior formando uma junta permanente correspondente até a frente dos pés do paciente. Nesse momento do fechamento formou-se também o ângulo de 45° de inclinação da cabeceira do sistema de

isolamento que, de acordo com protocolos médicos como cita Jerre et al. (2007) é muito importante para um bom posicionamento do paciente, facilitando a expansão pulmonar e prevenindo o agravamento do quadro respiratório.

Conforme mostram as figuras 4.2 e 4.3 foi realizada a validação das dimensões do sistema de isolamento e transporte de pessoas com doenças infectocontagiosas.

Figura 4.2 – Projeto CAD e as dimensões do sistema de isolamento.



Fonte: Do autor (2021).

Figura 4.3 – Validação das dimensões do sistema de isolamento.



Fonte: Do autor (2021).

Nessa fase de validação confirmou-se os parâmetros que foram determinados utilizando o Software Top Solid fornecido pela empresa Missler.

O sistema de isolamento foi construído com borrachas de vedação conforme mostram as Figuras 4.4 e 4.5.

Figura 4.4 – Visão das Placas de acrílico e borracha de vedação.



Fonte: Do autor (2021).

Figura 4.5 – Visão da porta do sistema inovador de isolamento e transporte.

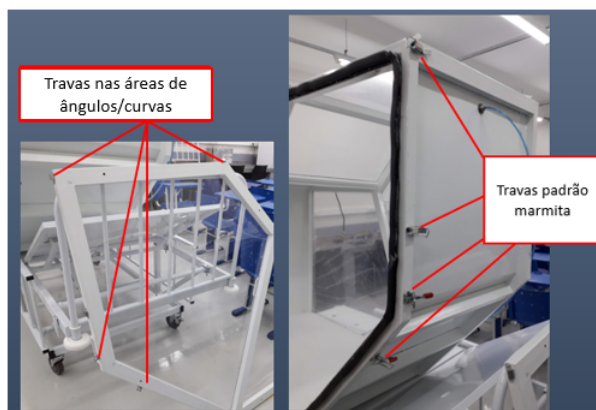


Fonte: Do autor (2021).

Nessa fase de protótipo utilizou-se placas de acrílico transparente que atende perfeitamente, mas sugere-se posteriormente a utilização do policarbonato que apresenta uma resistência mecânica maior e melhor. As placas de acrílico transparente estão nas duas laterais direita, esquerda e também na parte superior do sistema e a vedação do acrílico deu-se com borracha EVA colado com uma placa metálica. Foi adicionado borracha EVA em toda a extremidade da lateral do sistema que permite abertura e também localizado juntamente à porta.

No sistema de isolamento e transporte de pessoas com doenças infectocontagiosas foram colocadas travas de vedação conforme mostram as Figuras 4.6 e 4.7.

Figura 4.6 – Visão das travas de vedação abertas.



Fonte: Do autor (2021).

Figura 4.7 – Visão das travas de vedação fechadas.



Fonte: Do autor (2021).

As travas estão posicionadas próximas as principais áreas de onde existem ângulos/curvas e juntamente na mesma localização no sistema encontram-se as travas Grampo Tensor De Aperto Rápido Ga 100 Dobrado Zincado que quando fechadas são comprimidas com o EVA fixado no sistema proporcionando assim uma perfeita vedação. Esse tipo de fechamento com as travas possibilita e da condições de abertura de forma rápida da porta para atender casos emergenciais como uma parada cardiorrespiratória, por exemplo, onde tem-se que acessar rapidamente o paciente.

Conforme mostrado na Figura 4.8

Figura 4.8 – Visão do painel de controle.

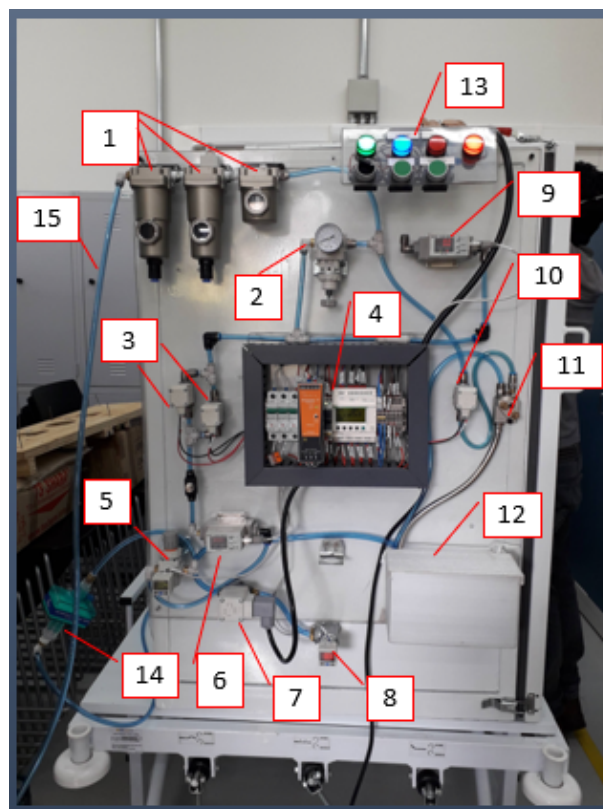


Fonte: Do autor (2021).

o sistema de isolamento e transporte desenvolvido de forma hermética possui na sua parte inferior um painel de controle posicionado para inserção e alteração dos protocolos médicos quando necessário, segundo Rozenfeld et al. (2006) na fase de projeto conceitual é necessário desenvolver soluções para a função do produto, trazendo funcionalidade, deixando mais fácil para o usuário.

Os itens do painel de controle serão detalhados a seguir conforme mostra a Figura 4.9.

Figura 4.9 – Detalhamento do painel de controle.



Fonte: Do autor (2021).

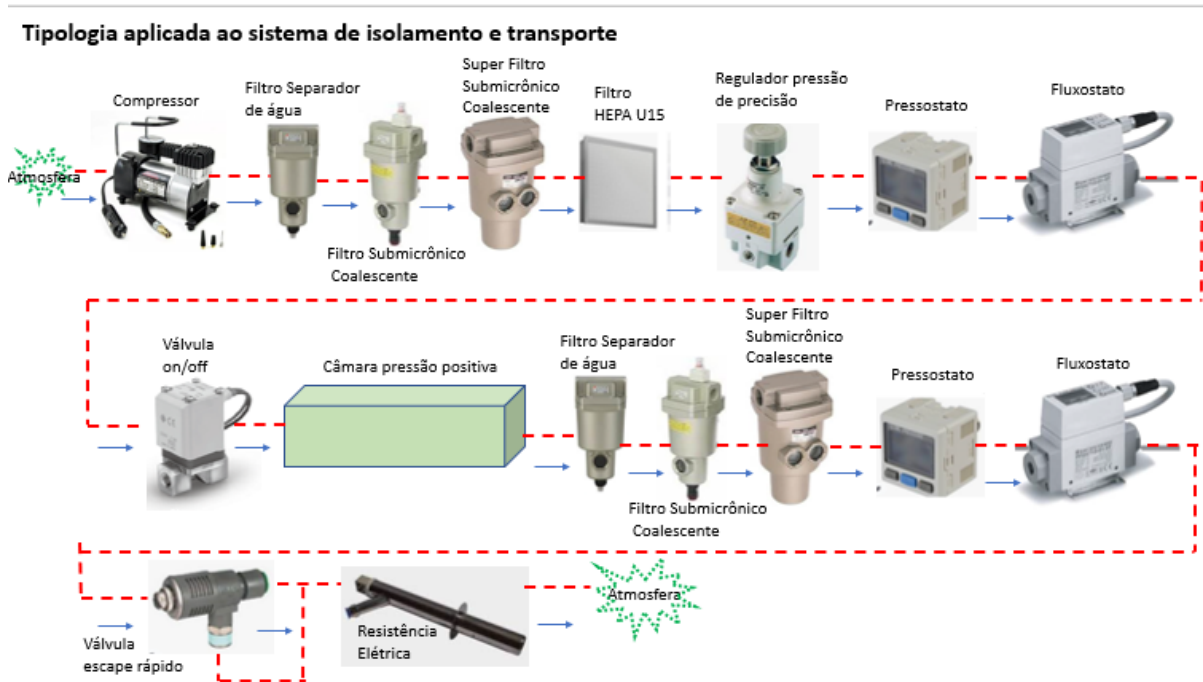
Onde:

1. Filtros de padrão industrial (redundantes e coalescente).
2. Primeiro manômetro controlador de pressão.
3. Válvulas redundantes ON/OFF.
4. CLP - Controlador lógico programável, fonte, disjuntores e bornes de ligação.
5. Segundo manômetro controlador de pressão de alta precisão.
6. Medidor de vazão de alta precisão.
7. Válvula ON/OFF..
8. Controlador de pressão.
9. Controlador de vazão.
10. Válvula ON/OFF.
11. Sistema de turbilhonamento.
12. Recipiente com álcool glicerinado 70%.
13. Botoeiras que ligam/desligam e identificação luminosa de falhas no sistema.
14. Filtro Hepa (padrão hospitalar).
15. Microtubo.

4.2 Funcionamento do sistema

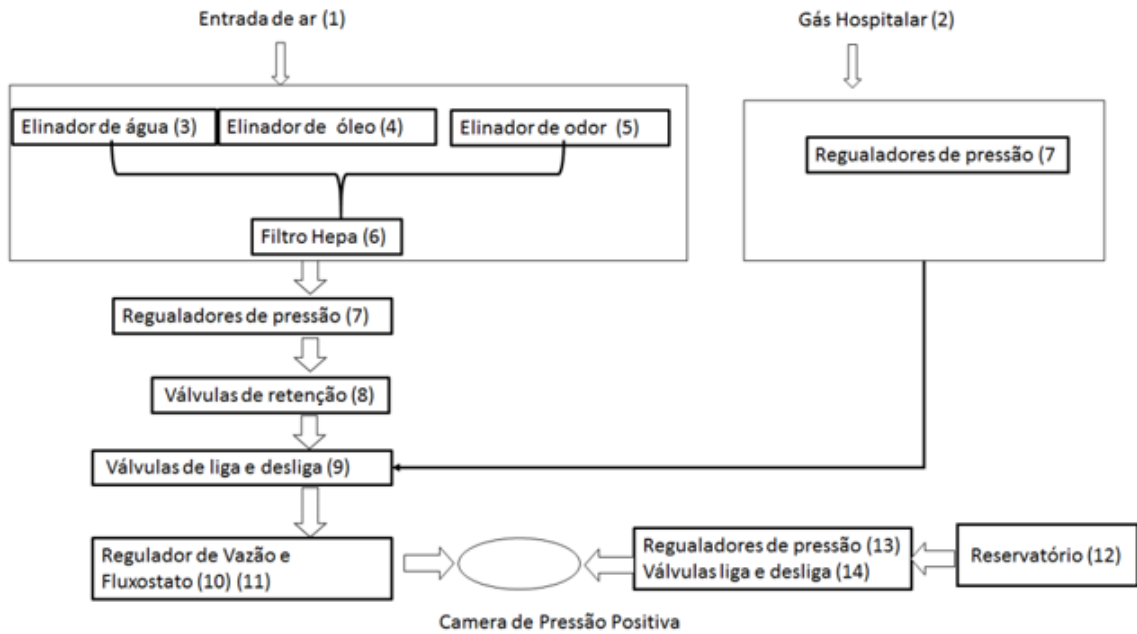
O sistema de irrigação representado através da tipologia, do fluxograma e do circuito do controle pneumático aplicado ao sistema de isolamento e transporte de pessoas com doenças infectocontagiosas conforme mostram as Figuras 4.10, 4.11 e 4.12 será explicado a seguir.

Figura 4.10 – Tipologia do controle pneumático do sistema de enclausuramento.



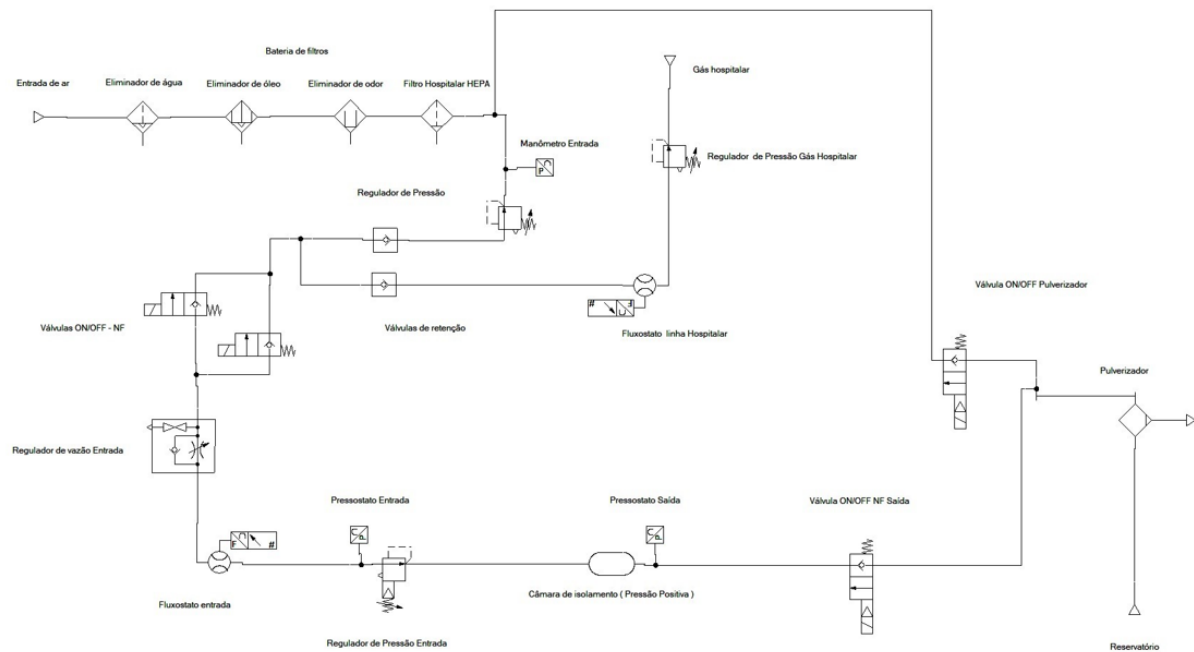
Fonte: Do autor (2021).

Figura 4.11 – Fluxograma do controle pneumático do sistema de enclausuramento.



Fonte: Do autor (2021).

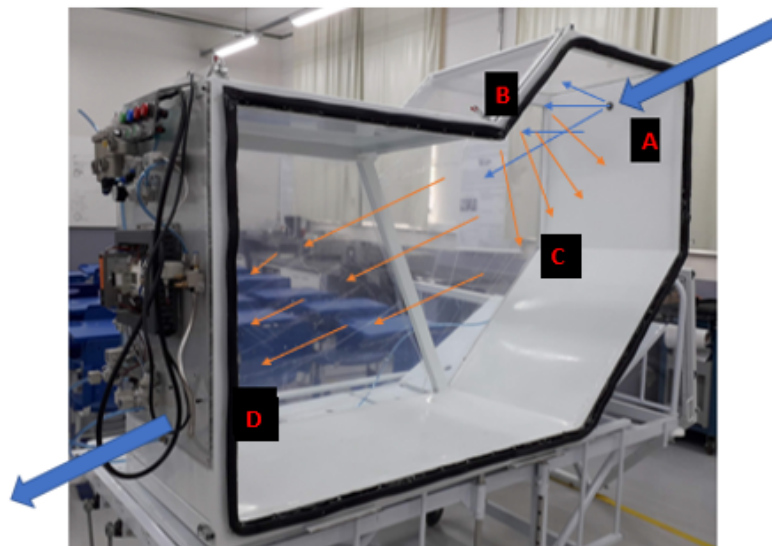
Figura 4.12 – Circuito do controle pneumático do sistema de enclausuramento.



Fonte: Do autor (2021).

Com o foco em manter um ambiente de pressão positiva, o sistema possui controle de pressão diferencial onde existem entradas de ar que dá-se através de um Regulador de pressão de alta precisão de 0,05 MPa, tanto de ar atmosférico quanto de oxigênio ou a mistura dos dois quando necessário, que acontece na parte superior do sistema conforme mostra a Figura 4.13 que exemplifica o fluxo de ar dentro do sistema.

Figura 4.13 – Fluxo de ar dentro do sistema.



Fonte: Do autor (2021).

O local representado na figura acima pela letra A é o único ponto de entrada de ar no sistema, sendo esse ponto estratégico pois é a região que está próxima à cabeça do paciente. O fluxo de ar vai ser direcionado em direção à rampa que fica à frente do usuário do sistema e um fluxo de ar reto vai bater no plano inclinado representado pelas setas azuis e a letra B, parte dele dissipará para a saída representado pelas setas laranjas e a letra D e a outra parte dele irá para a região frontal/facial do paciente representado pelas setas laranjas e a letra C. Esse volume de ar cria uma atmosfera positiva dentro do sistema que está todo fechado, hermético. Essa atmosfera positiva só é possível quando há controle do fluxo de ar e da pressão de ar, controlando pressão e vazão. A única saída de ar encontra-se próximo aos pés do paciente representado pela letra D e essa saída também ocorre por um controlador de pressão de alta precisão, resolução de 0.01 até 0.4 MPa. Então controla-se a entrada e a saída de ar do sistema. Foram utilizados dois controladores de fluxo de pressão de alta precisão para possibilitar que o volume de ar gere uma pressão positiva dentro do sistema inovador de isolamento.

A grande maioria dos modelos de sistemas de isolamento com pressão positiva existentes mundialmente até o momento segundo Garibaldi et al. (2019) e Albrecht, Kunz e Voelckel (2015), trabalham com sobrecarga de ar a volumétrica e não tem a troca de ar, nesse projeto acontece a liberação do ar, portanto o fluxo é contínuo, o ar é totalmente reciclado quando atinge a pressão e não tem a saturação do ar atmosférico ou do oxigênio e essa é uma inovação tecnológica bem significativa já que protocolos médicos como nas diretrizes da AMIB e SBPT (2013) indicam uma atmosfera positiva para uma melhor ventilação do paciente prevenindo a piora do padrão respiratório e evitando assim a necessidade de entubar o paciente para o uso da ventilação mecânica invasiva.

4.2.1 Adução do ar atmosférico

A adução de ar para o sistema de isolamento e transporte necessita de um controle do número de particulado que é permitido em ambientes hospitalares e afins onde é necessário manter a biossegurança e para isso o filtro HEPA é o mais indicado conforme descreve (NAZARENKO, 2021) por sua alta eficiência de filtragem.. A adução do ar atmosférico para dentro do sistema acontece da seguinte maneira: existem 3 baterias de filtros, 1 coalescente, 2 filtros redundantes (sistemas de filtragem por hidrociclone onde entra o fluxo de ar, gira e joga o particulado para as paredes do filtro que sai pelas válvulas de escape) e a partir desses filtros que tem características industriais foi adicionado 1 filtro tipo HEPA, objetivando ter um mix de filtros

industriais e 1 filtro hospitalar. O particulado existente no ar atmosférico (tipo de resíduo) é filtrado a uma razão de 3 microns (o máximo de particulado que vai passar daqui para diante no sistema é um tamanho abaixo de 3 microns). Assim realizou-se o tratamento do ar atmosférico (promovendo o condicionamento do ar).

Após o ar ter sido tratado, irá passar pelo 1º manômetro de controle de pressão onde ajustar-se á a pressão de entrada (de forma mais grosseira) passando por um sistema de válvulas redundantes (caso uma falhar a outra funciona) que tem a função de abrir e fechar, em seguida um CLP (Controlador Lógico Programável), com entradas e saídas digitais e analógicas que vai emitir um sinal de alerta, um alarme. Todo esse reforço é para não existir o risco de um bloqueio de entrada de ar no sistema pois o paciente está lá dentro e o sistema está fechado. Em seguida o ar atmosférico passa por um medidor de vazão de alta precisão, Fluxostato, com saídas digitais e analógicas com escala de 0 a 10L/min, para controlar e ajustar a vazão. Nesse momento é feita uma nova calibragem de pressão mais refinada através do 2º manômetro de controle de pressão, esse sim sendo de alta precisão, resolução de 0.01 até 0.4 MPa.

Após passar pelo controle de fluxo e pressão o ar vai para dentro do sistema de isolamento e transporte de pessoas com doenças infectocontagiosas.

4.2.2 Adução do oxigênio

A adução do oxigênio para dentro do sistema acontece da seguinte maneira: o cilindro de oxigênio que já se encontra no ambiente hospitalar armazena um ar purificado sendo apto para entrar em contato direto com o paciente apresentando controle de pressão no próprio cilindro, não se tornando necessário a utilização dos filtros. Partindo desse ponto o oxigênio que entra no sistema tem apenas o controle de vazão. Há uma válvula que abre e fecha que irá liberar só oxigênio ou oxigênio juntamente com o ar atmosférico quando há a necessidade da mistura dos dois, de acordo com o protocolo médico adotado pelo profissional de saúde. Saindo então da válvula o fluxo seguirá para o 2º manômetro de alta precisão, onde será controlado a pressão para assegurar a atmosfera positiva dentro do sistema. Novamente enfatiza-se que para existir a pressão positiva dentro do sistema tem que haver controle da vazão e da pressão e segundo Corrêa et al. (2020) o uso da pressão positiva não invasiva ajuda muito para que os pacientes com COVID-19 não venham a desenvolver formas graves da doença.

4.2.3 Adução de ar atmosférico juntamente com o oxigênio

Havendo a necessidade das duas entradas de ar tanto atmosférico quanto de oxigênio, os dois sistemas vão funcionar juntos. Após a determinação de qual o volume será necessário, o CLP (Controlador Lógico Programável) vai trabalhar na abertura e fechamento dessas válvulas e as duas vão chegar no controlador de pressão que vai ajustar a pressão positiva e seguirá para a única entrada de ar no sistema sendo direcionado para a cabeça do paciente como já descrito anteriormente.

Os dados de tensão e corrente, para adequação da taxa de ar atmosférico e/ou oxigênio, são gerenciados e processados pelo controlador lógico programável e o hardware opera fora da plataforma Windows®, portanto, o processamento das informações recebidas ocorre a uma taxa de 3 a 5ms, quase em tempo real garantindo a eficiência do sistema.

4.2.4 Saída de ar do sistema

A saída de ar do sistema acontece da seguinte maneira: o sistema está pressurizado e permite a saída de ar em um único ponto de saída como já mencionado localizado próximo aos pés do paciente. Há um controlador de pressão que quando atingir a pressão que foi ajustada, a válvula vai abrir e vai descarregar esse ar contaminado para um sistema de turbilhonamento. Esse sistema de turbilhonamento fará uma adução do fluxo de ar contaminado (esse sistema é fechado) e esse mesmo sistema também fará a sucção do álcool glicerinado que estará dentro de um reservatório e assim acontece a mistura com o fluxo de ar contaminado (ocorrendo um turbilhonamento com micro pulverização) e o particulado é depositado novamente na caixa onde há uma saída de ar que irá para a atmosfera higienizado, uma grande inovação tecnológica. Consideramos o fluxo contínuo e para ser fluxo contínuo temos que higienizar a saída do ar.

5 CONCLUSÃO

De acordo com as informações apresentadas nesse trabalho pode-se concluir que:

- Foi possível desenvolver uma câmara hermética que proporciona segurança e isolamento por contato e aerossol, considerando um fluxo contínuo e uma atmosfera positiva através de um controle de pressão e de vazão diferencial onde foram reguladas com uma alta precisão de até 0,4 MPa.

- O sistema permitiu o uso do ar atmosférico, oxigênio e até mesmo a mistura dos dois quando necessário através de um controle inteligente utilizando um controlador lógico programável que aceita a inclusão e alteração de protocolos médicos de acordo com a decisão da equipe de saúde envolvida.

- Na validação das dimensões determinadas em software Top Solid, imprescindíveis para transporte aéreo, terrestre, intra-hospitalar seguros o sistema é eficiente.

- Proporcionou a saída do ar higienizado para o meio externo através de um sistema de *flushing* juntamente com o álcool glicerinado.

Portanto, a prova de conceito do sistema inovador de isolamento e transporte de pessoas com doenças infectocontagiosas se mostra eficaz para o que foi proposto promovendo inovações tecnológicas diante do que já existe mundialmente.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como sugestões para trabalhos futuros propõem-se:

- O aprimoramento do sistema com bordas arredondadas para não haver acúmulo de resíduos químicos, físicos e biológicos.

- Estudar outras vertentes como aprimorar o protocolos médicos aplicados durante o processo de enclausuramento e transporte, inserindo, por exemplo, um controle de diferencial de pressão dentro do sistema; adicionar inteligência artificial para detecção de padrões respiratórios e aplicação para controle dos sinais vitais do paciente.

- Aviso à equipe de saúde via bluetooth já sinalizando onde no sistema está ocorrendo o problema.

- Aprimorar o material a ser construído reduzindo ao mínimo o peso final da estrutura para facilitar o seu transporte estudando a possibilidade de resistência mecânica desse dispositivo feito de materiais compostos ou novos materiais mais leves e mais resistentes.

- Acrescentar um sistema de balança com rodas para o transporte.

Enfim, melhorias necessárias que a prova de conceito do sistema necessite caso evolua para um produto de mercado.

REFERÊNCIAS

- ALBRECHT, R. et al. Transport of COVID-19 and other highly contagious patients by helicopter and fixed-wing air ambulance : a narrative review and experience of the Swiss air rescue Rega. **Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine**, Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine, p. 1–6, 2020.
- ALBRECHT, R.; KUNZ, A.; VOELCKEL, W. G. Airplane transport isolators may loose leak tightness after rapid cabin decompression. **Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine**, v. 23, n. 1, p. 15–16, 2015. ISSN 17577241.
- ALPHONSUS, E. R.; ABDULLAH, M. O. A review on the applications of programmable logic controllers (PLCs). **Renewable and Sustainable Energy Reviews**, Elsevier, v. 60, p. 1185–1205, 2016. ISSN 18790690. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.rser.2016.01.025>>.
- AMIB, A. d. M. I. B.; SBPT, S. B. d. P. e. T. Diretrizes Brasileiras de Ventilação Mecânica. In: **Fórum de Diretrizes Brasileiras em Ventilação Mecânica**. [S.l.: s.n.], 2013. p. 1 – 140.
- ASHBY, M. **Seleção de materiais no projeto mecânico**. 5ª edição. ed. [S.l.]: Rio de Janeiro, 2018. 633 p. ISBN 9788535290325.
- BANNISTER, B. et al. Since January 2020 Elsevier has created a COVID-19 resource centre with free information in English and Mandarin on the novel coronavirus COVID- research that is available on the COVID-19 resource centre - including this for unrestricted research re-use a. **The Lancet Infection Diseases**, v. 9, n. January, p. 45–56, 2009.
- BARBAS, C. et al. Recomendações brasileiras de ventilação mecânica 2013. Parte I. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 40, n. 4, p. 327–363, 2014.
- BOURN, S.; WIJESINGHA, S.; NORDMANN, G. Transfer of the critically ill adult patient. **BJA Education**, British Journal of Anaesthesia, v. 18, n. 3, p. 63–68, 2018. ISSN 2058-5349. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.bjae.2017.11.008>>.
- BREDMOSE, P. P. et al. Decision support tool and suggestions for the development of guidelines for the helicopter transport of patients with COVID-19. **Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine**, Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine, v. 28, n. 1, p. 1–8, 2020. ISSN 17577241.
- CHAMIÉ, D. et al. Adequação das Práticas do Laboratório de Cateterismo durante a Pandemia de COVID-19: O Protocolo do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 115, n. 3, p. 558–568, 2020. ISSN 0066-782X.
- CHRISTOPHER, G. W.; EITZEN, E. M. Air evacuation under high-level biosafety containment: The aeromedical isolation team. **Emerging Infectious Diseases**, v. 5, n. 2, p. 241–246, 1999. ISSN 10806040.
- CHRISTOU, A. et al. GlasVent—The Rapidly Deployable Emergency Ventilator. **Global Challenges**, v. 4, n. 12, p. 11, 2020. ISSN 2056-6646.
- CORRÊA, T. et al. Recomendações de suporte intensivo para pacientes graves com infecção suspeita ou confirmada pela COVID-19. **Publicação Oficial do Instituto Israelita de Ensino e Pesquisa Albert Einstein**, v. 18, p. 1–9, 2020.

DIAS, V. M. et al. Orientações sobre Diagnóstico , Tratamento e Isolamento de Pacientes com COVID-19. **Journal Infection Control**, v. 9, n. 2, 2020.

EIDING, H.; KONGSGAARD, U. E.; BRAARUD, A.-c. Interhospital transport of critically ill patients : experiences and challenges , a qualitative study. **Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine**, Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine, p. 1–9, 2019.

ESLAHPAZIR, B.; HUANG, J. Negative Pressure Airway Management Hood for COVID-19 Patients during Invasive Airway Procedures. **Anesthesiology**, n. Xxx, p. 1–2, 2020.

FIALHO, A. **Pro/Enginner wildfire 5.0: teoria e prática no desenvolvimento de produtos industriais**. 1º edição. ed. [S.l.]: São Paulo, 2006. 586 p.

FIALHO, A. **Automação Pneumática - Projetos, Dimensionamento e Análise de circuitos**. 7º edição. ed. [S.l.]: São Paulo, 2012. 333 p.

FIALHO, A. **Automatismos pneumáticos: princípios básicos, dimensionamentos de componentes e aplicações práticas**. 1º edição. ed. [S.l.]: São Paulo, 2015. 112 p.

FIGUEIREDO, A. C. de; FILHO, E. R. The contribution of CAD practices: A survey on the metal-mechanic industry in the State of Minas Gerais. **Produção**, v. 21, n. 2, p. 344–354, 2011. ISSN 19805411.

FILHO, E. S. **Sistemas hidráulicos e Pneumáticos**. 1º edição. ed. [S.l.]: Porto Alegre, 2018. 248 p.

FILHO, L. D. R. de M.; CHENG, L. C. QFD na garantia da qualidade do produto durante seu desenvolvimento: caso em uma empresa de materiais. **Production**, v. 17, n. 3, p. 604–624, 2007.

GARIBALDI, B. T. et al. Aeromedical Evacuation of Patients with Contagious Infections. **Springer Nature Switzerland**, p. 317–335, 2019.

GEARY, D. **Soldagem - série tekne**. 2º edição. ed. [S.l.]: São Paulo, 2013. 253 p. ISBN 9780071763875.

HAO, L. et al. Biosafety and Health Development of a negative pressure hood for isolation and transportation of individual patient with respiratory infectious disease. **Biosafety and Health**, Elsevier B.V., v. 1, n. 3, p. 144–149, 2019. ISSN 2590-0536. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.bsheal.2019.12.007>>.

HOLANDA, M. A. et al. Desenvolvimento de um capacete para oferta de CPAP e oxigenoterapia com alto. **Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia**, v. 47, n. 2, p. 4–6, 2021.

JERRE, G. et al. III Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 33, n. Supl 2, p. 142–150, 2007.

KAIN, T.; FOWLER, R. Preparing intensive care for the next pandemic influenza. **Kain and Fowler Critical Care**, Critical Care, p. 1–9, 2019.

KULDEEP, D. et al. Coronavirus Disease 2019–COVID-19. **Clinical Microbiology Reviews**, v. 33, n. 4, p. 1–48, 2020.

LAGE, F. **Aplicação de um sistema automatizado de uma linha de produção MPS 500 utilizando CLP S7-1200**. 2017. 1-61 p.

LIEW, M. F. et al. Safe patient transport for COVID-19. **Critical Care**, Critical Care, p. 1–3, 2020.

MA, X. et al. Extracorporeal Membrane Oxygenation (ECMO) in Critically Ill Patients with Coronavirus Disease 2019 (COVID-19) Pneumonia and Acute Respiratory Distress Syndrome (ARDS). **Medical Science Monitor**, p. 1–10, 2020.

MCARTHUR, D. B. Emerging Infectious Diseases. **Nursing Clinics of North America**, v. 54, n. 2, p. 297–311, 2019.

NATALE, F. **Automação Industrial**. 10ª edição. ed. [S.l.]: São Paulo, 2008. 352 p. ISBN 9788571947078.

NAZARENKO, Y. Air filtration and SARS-CoV-2. **Epidemiology and Health**, v. 42, p. 19–21, 2021. ISSN 20927193.

NICHIATA, L. Y. I. et al. Evolução dos isolamentos em doenças transmissíveis: os saberes na prática contemporânea. **Revista da Escola de Enfermagem da U S P**, v. 38, n. 1, p. 61–70, 2004. ISSN 00806234.

NICOL, E. D. et al. Aeromedical Transfer of Patients with Viral Hemorrhagic Fever. **Emerging Infectious Diseases**, v. 25, n. 1, p. 5–14, 2019.

NII-TREBI, N. I. Emerging and Neglected Infectious Diseases: Insights, Advances, and Challenges. **BioMed Research International**, Hindawi Publishing Corporation, v. 2017, 2017. ISSN 23146141.

ORTIZ, T. D. A. et al. Avaliação de reanimadores manuais utilizados em UTIs brasileiras*. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 39, n. 5, p. 595–603, 2013.

PADHAN, K.; PARVEZ, k. M.; AL-DOSARI, S. M. Comparative sequence analysis of SARS-CoV-2 suggests its high transmissibility and pathogenicity. **Future Virology**, v. 16, p. 245–254, 2021.

PFEIL, W. **Estruturas de aço: dimensionamento prático**. 8ª edição. ed. [S.l.]: Rio de Janeiro, 2014. 627 p. ISBN 978-85-216-2817-0.

PHU, H.-t. et al. Design and evaluation of a portable negative pressure hood with HEPA filtration to protect health care workers treating patients with transmissible respiratory infections. **AJIC: American Journal of Infection Control**, Elsevier Inc., v. 000, p. 1–7, 2020. ISSN 0196-6553. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ajic.2020.06.203>>.

PLAZIKOWSKI, E. et al. Emergency Airway Management in a Simulation of Highly Contagious Isolated Patients : Both Isolation Strategy and Device Type Matter. **infection control & hospital epidemiology**, v. 39, n. 2, 2018.

PROCÓPIO, A. et al. Parametria e o Desejo de uma Computação Integrada em Projeto. **PIXO - Revista de Arquitetura, Cidade e Contemporaneidade**, v. 5, n. 17, 2021. ISSN 2526-7310.

PRUDENTE, F. **Automação Industrial pneumática: teoria e aplicações**. 1ª edição. ed. [S.l.]: Rio de Janeiro, 2013. 256 p.

ROUQUAYROL, M. Z.; GURGEL, M. **Rouquayrol - Epidemiologia e Saúde**. 8º edição. ed. [S.l.]: Rio de Janeiro, 2018. 752 p.

ROZENFELD, H. et al. **Gestão de Desenvolvimento de Produtos - Uma referência para melhoria do processo**. 1º. ed. São Paulo: [s.n.], 2006. 578 p. ISBN 9788502054462.

SCHILLING, S. et al. European concepts for the domestic transport of highly infectious patients. **Clinical Microbiology and Infection**, European Society of Clinical Microbiology and Infectious Diseases, v. 15, n. 8, p. 727–733, 2009. ISSN 1198-743X. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-0691.2009.02871.x>>.

SCHWABE, D. et al. Long-distance aeromedical transport of patients with covid-19 in fixed-wing air ambulance using a portable isolation unit: Opportunities, limitations and mitigation strategies. **Open Access Emergency Medicine**, v. 12, p. 411–419, 2020. ISSN 11791500.

SILVA, E. **Introdução às linguagens de programação para CLP**. 1º edição. ed. [S.l.]: São Paulo, 2016. 354 p.

TONG, Y. et al. Early Transmission Dynamics in Wuhan, China, of Novel Coronavirus–Infected Pneumonia. **journal of The new england medicine**, v. 382, n. December 2019, p. 1199–1207, 2020.

VERLEE, K. et al. Cost of isolation: Daily cost of isolation determined and cost avoidance demonstrated from the overuse of personal protective equipment in an acute care facility. **American Journal of Infection Control**, Elsevier Inc, v. 42, n. 4, p. 448–449, 2014. ISSN 15273296. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ajic.2013.10.014>>.




YOUSUF, B. et al. Transport of critically ill COVID - 19 patients. **Intensive Care Medicine**, Springer Berlin Heidelberg, v. 46, n. Table 1, 2020. ISSN 1432-1238. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s00134-020-06115-1>>.


ANEXO A - Regulador de precisão



Regulador de Precisão

Série IR1000/2000/3000

	Série	Modelo	Margem de pressão de saída	Rosca de ligação	AC
Standard	Série IR1000 	IR1000	0.005 to 0.2MPa	1/8	AV
		IR1010	0.005 to 0.4MPa		AR
		IR1020	0.005 to 0.8MPa		IR
	Série IR2000 	IR2000	0.005 to 0.2MPa	1/4	VEX
		IR2010	0.005 to 0.4MPa		SRP
		IR2020	0.005 to 0.8MPa		AW
	Série IR3000 	IR3000	0.01 to 0.2MPa	1/4, 3/8, 1/2	AMR
		IR3010	0.01 to 0.4MPa		AWM
		IR3020	0.01 to 0.8MPa		AWD

Accionado por pilotagem	Série IR2000 	IR2120	0.005 to 0.8MPa	1/4
	Série IR3000 	IR3120	0.01 to 0.8MPa	1/4, 3/8, 1/2

Regulador de pressão de precisão Séries **IR1000/2000/3000**

O suporte e o manómetro podem montar-se em 2 sentidos diferentes

A montagem pode realizar-se na parte frontal ou posterior

Aumento do campo de pressão regulada

Foi aumentada a pressão de saída máxima desde 0.7MPa até 0.8MPa

Compacto e Leve

IR1000 largura 35mm peso 140g
(acrescentado tamanho pequeno, não disponível anteriormente)
IR2000 largura 50mm peso 300g
(▼ largura 14%, peso ▼6% Comparado com SMC IR200)
IR3000 largura 68mm peso 640g
(▼ largura 21%, peso ▼36% Comparado com SMC IR400)



2 modelos accionados por pilotagem externa
Modelo accionado por pilotagem externa acrescentado à série IR2000

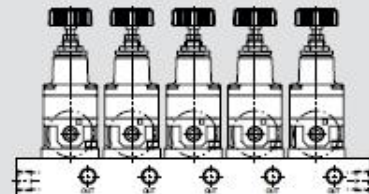


IR2120

IR3120

Agrupamento em base

Execuções especiais (excepto séries IR2120, IR3000)



Corpo modular

Podem ser combinado com AF (filtro de ar) e AFM (separador).



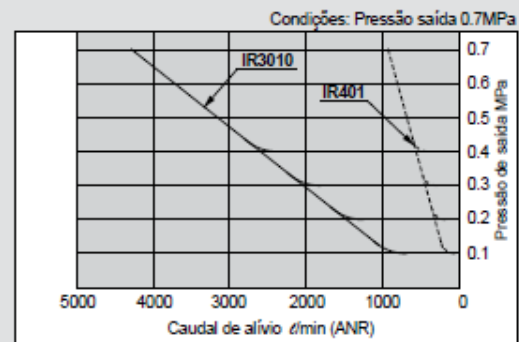
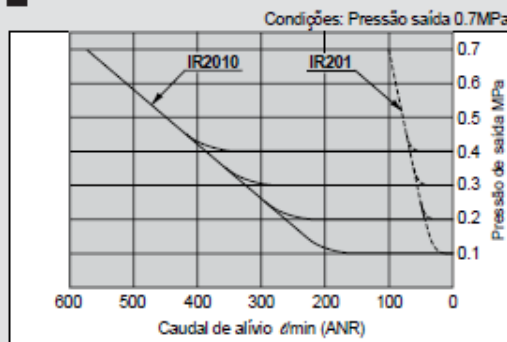
Podem montar-se acessórios tais como um pressostato

Tamanhos modulares aplicáveis

IR1000:	Tipo modular 2000
IR2000:	Tipo modular 3000
IR3000:	Tipo modular 4000

Características superiores do caudal de alívio

Foi incrementado o caudal de alívio quase 5 vezes (comparado com SMC IR201, IR401)



Variações

Características	Modelo	Modelo básico			Acionado pl. ext.	
		IR10□□	IR20□□	IR30□□	IR2120	IR3120
Máx. pressão de saída	0.2MPa	●	●	●	-	-
	0.4MPa	●	●	●	-	-
	0.8MPa	●	●	●	●	●
Tamanho ligação	Rc(PT) 1/8	●	-	-	-	-
	Rc(PT) 1/4	-	●	●	●	●
	Rc(PT) 3/8	-	-	●	-	●
	Rc(PT) 1/2	-	-	●	-	●

Execuções especiais

Símbolo	Características/Conteúdo
10-	"Clean room"
20-	Livre de cobre
60-	Resistente ao ozono
-T	Para altas temperaturas
-L	Para baixas temperaturas
-X1	Livre de lubrificante
IRM□□	Montagem múltipla (excepto séries IR2120, IR3000)

* Ver pág. 1.6-11 para mais pormenores.

AC

AV

AU

AF

AR

IR

VEX

SRP

AW

AMR

AWM

AWD

ITV

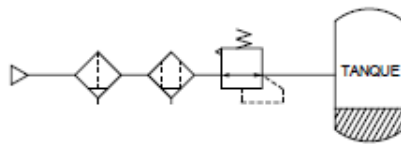
VBA

G

AL

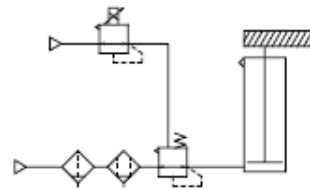
Exemplos de aplicação

Constante pressão do fluido



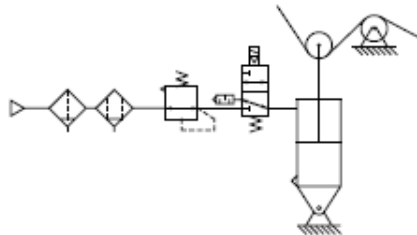
- Como a área efectiva para alimentação e escape é ampla, a regulação da pressão realiza-se rapidamente.

Equilíbrio e arrasto Regulação de pressão para equilíbrio preciso

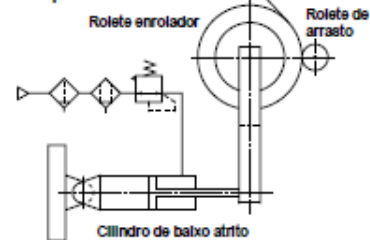


- Limita a flutuação da pressão quando se arrasta um cilindro, mantendo um excelente equilíbrio estático e dinâmico.

Regulação de pressão com precisão – Sensibilidade em 0.2%F.S. (fundo de escala) Controlador de tensão

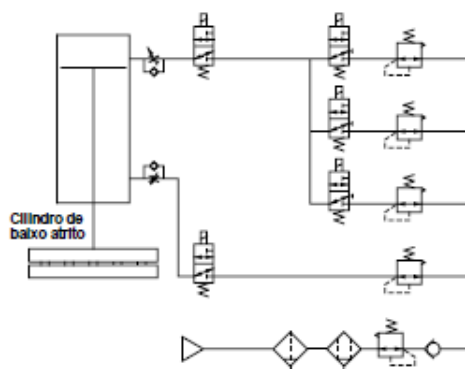


Controlo de pressão de contacto

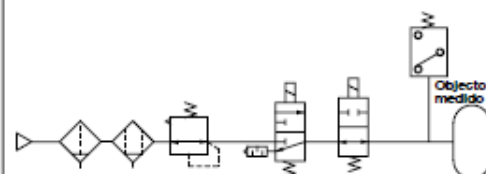


- Adapta-se ao deslocamento do êmbolo do cilindro, mantendo uma pressão constante.

Controlo sequencial da força de pressão das peças de trabalho (Máquina de empacotar)



Circuito de teste de fugas



Regulador de pressão de precisão

Séries IR1000/2000/3000

Símbolo

Tipo standard Accionado por pilotagem externa



Características standard

Modelo	Tipo standard			Accionado por piloto	
	IR1000	IR2000	IR3000	IR2120	IR3120
Máx. pressão aliment.	Máximo 1,0MPa				
Min. pressão aliment.	Pressão de saída + 0,05MPa <small>Nota 1)</small>			Pressão de saída + 0,1MPa	Pressão de saída + 0,05MPa
Margem de pressão de saída	IR1000: 0,005 a 0,2MPa IR1010: 0,005 a 0,4MPa IR1020: 0,005 a 0,8MPa	IR2000: 0,005 a 0,2MPa IR2010: 0,005 a 0,4MPa IR2020: 0,005 a 0,8MPa	IR3000: 0,01 a 0,2MPa IR3010: 0,01 a 0,4MPa IR3020: 0,01 a 0,8MPa	0,005 a 0,8MPa	0,01 a 0,8MPa
Pressão sinal entrada <small>Nota 2)</small>	—			0,005 a 0,8MPa	0,01 a 0,8MPa
Sensibilidade	0,2%				
Repetibilidade	± 0,5%				
Linearidade <small>Nota 3)</small>	—			± 1%	
Consumo de ar <small>Nota 4)</small>	5ℓ/min (ANR) ou menos (pressão alimentação: 1,0MPa)	4ℓ/min (ANR) ou menos (pressão aliment.: 1,0MPa) 3ℓ/min (ANR) ou menos (pressão aliment.: 0,7MPa)	Orifício de purga: 9,5ℓ/min (ANR) ou menos (pressão aliment.: 1,0MPa) Orifício de escape: 2ℓ/min (ANR) ou menos (a máx. pressão de saída)	4ℓ/min (ANR) ou menos (pressão aliment.: 1,0MPa) 3ℓ/min (ANR) ou menos (pressão aliment.: 0,7MPa)	Orifício de purga: 9,5ℓ/min (ANR) ou menos (pressão aliment.: 1,0MPa) Orifício de escape: 2ℓ/min (ANR) ou menos (a máx. pressão de saída)
Rosca de ligação	Rc(PT) 1/8	Rc(PT) 1/4	Rc(PT) 1/4, 3/8, 1/2	Rc(PT) 1/4	Rc(PT) 1/4, 3/8, 1/2
Ligação manómetro	Rc(PT) 1/8 (2 posições)				
Temperatura ambiente e de fluido	- 5 a 60°C				
Peso (kg)	0,14	0,30	0,64	0,35	0,71

Nota 1) Com a condição de não fluir pelo lado de saída. Tendo em conta a pressão de saída, assegure-se de manter uma pressão diferencial mínima de 0,05MPa para os modelos IR1000 e IR2000, e de 0,1MPa para o modelo IR3000.

Nota 2) Aplicável unicamente para os modelos accionados por piloto IR2120 e IR3120. O tipo standard está excluído.

Nota 3) Indica a linearidade da pressão de saída em relação à pressão de sinal de entrada.

Nota 4) O ar descarga normalmente para a atmosfera.

Como encomendar

IR 2000-F02

Regulador de pressão de precisão

Tamanho corpo

1	IR1000
2	IR2000
3	IR3000

Tipo de regulação

0	Modelo básico (manípulo)
1	Accionado por pil. ext. (só séries IR2000/3000)

Margem de pressão de saída

Para as séries IR1000/2000

0	0,005 a 0,2MPa
1	0,005 a 0,4MPa
2	0,005 a 0,8MPa

Nota) Só o modelo IR2120 é pilotado.

Para a série IR3000

0	0,01 a 0,2MPa
1	0,01 a 0,4MPa
2	0,01 a 0,8MPa

Nota) Só o modelo IR3120 é pilotado.

Rosca de ligação

Símbolo	Tamanho	IR1000	IR2000	IR3000
01	1/8	●		
02	1/4		●	●
03	3/8			●
04	1/2			●

Tipo de rosca

-	Rc(PT)
N	NPT
F	G(PF)

Accesórios (Opcional)

Em relação aos suportes e manómetros, ver a tabela de acessórios da página seguinte.

Para a série IR1000

IR1000-F01	0,05 a 0,2MPa / G1/8"
IR1010-F01	0,05 a 0,4MPa / G1/8"
IR1020-F01	0,05 a 0,8MPa / G1/8"

Para a série IR2000

IR2000-F02	0,05 a 0,2MPa / G1/4"
IR2010-F02	0,05 a 0,4MPa / G1/4"
IR2020-F02	0,05 a 0,8MPa / G1/4"
IR2120-F02	0,05 a 0,8MPa / G1/4" (pil. ext.)

Para a série IR3000

IR3000-F04	0,01 a 0,2MPa / G1/2"
IR3010-F04	0,01 a 0,4MPa / G1/2"
IR3020-F04	0,01 a 0,8MPa / G1/2"
IR3120-F04	0,01 a 0,8MPa / G1/2" (pil. ext.)

Séries IR1000/2000/3000



Series IR3000



Series IR2000



Series IR1000

Combinações

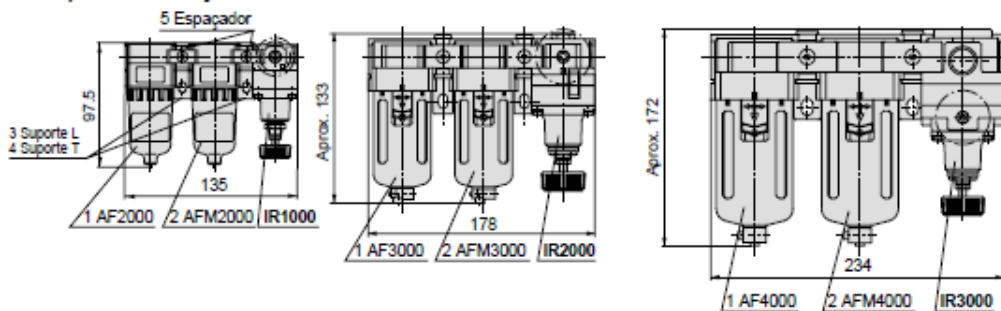
● Características standard ○ Possibilidade de combinação Em branco: Sem possibilidade de combinação

Características	Símbolo	Modelo aplicável				
		IR1000 IR1010 IR1020	IR2000 IR2010 IR2020	IR2120	IR3000 IR3010 IR3020	IR3120
Características standard	Max. pressão saída 0.2MPa	0	●	●		●
	Max. pressão saída 0.4MPa	1	●	●		●
	Max. pressão saída 0.8MPa	2	●	●	●	●
	Ligação Rc(PT) 1/8	01	●			
	Ligação Rc(PT) 1/4	02		●	●	●
Ligação Rc(PT) 3/8	03				●	●
Ligação Rc(PT) 1/2	04				●	●
Acessórios	Suporte	B	○	○	○	○
	Manómetro	G	○	○	○	○
Execuções especiais	Manómetro parte posterior	R	○	○	○	○
	Ligação NPT1/8	N01	○			
	Ligação NPT1/4	N02		○	○	○
	Ligação NPT3/8	N03				○
	Ligação NPT1/2	N04				○
	Ligação G(PF) 1/8	F01	○			
	Ligação G(PF) 1/4	F02		○	○	○
	Ligação G(PF) 3/8	F03				○
Ligação G(PF) 1/2	F04				○	

Combinações dos acessórios e produtos modulares

Descrição	Modelo aplicável		
	IR10□0	IR20□0 / IR2120	IR30□0 / IR3120
1 Filtro de ar	AF2000	AF3000	AF4000
2 Separador	AFM2000	AFM3000	AFM4000
3 Suporte em forma de L	B210L	B310L	B410L
4 Suporte em forma de T	B210T	B310T	B410T
5 Espaçador	Y20	Y30	Y40
6 Espaçador com suporte L (3 + 5)	Y20L	Y30L	Y40L
7 Espaçador com suporte T (4 + 5)	Y20T	Y30T	Y40T

<Exemplo de combinações>



Acessórios (Opcionais)/Referência

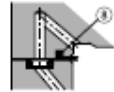
Descrição	Referência								
	IR1000	IR1010	IR1020	IR2000	IR2010	IR2020 / 2120	IR3000	IR3010	IR3020 / 3120
Suporte	P36201023			P36202028			P36203018		
Manómetro*	G33-2-01	G33-4-01	G33-10-01	G43-2-01	G43-4-01	G43-10-01	G43-2-01	G43-4-01	G43-10-01

* Precisão ±3% (F. S.)

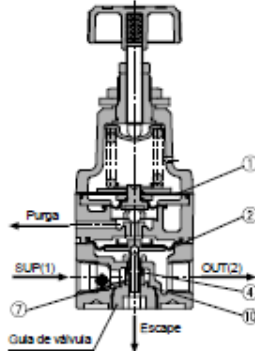
Séries IR1000/2000/3000

Construção

IR1000



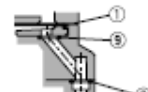
Passagem lado SUP (entrada)



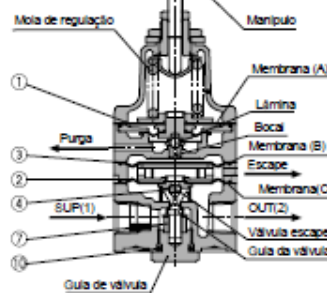
IR2000



Passagem lado SUP (entrada)



Passagem lado OUT (saída)



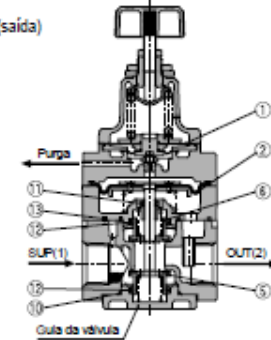
IR3000



Passagem lado SUP (entrada)



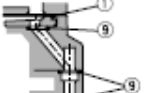
Passagem lado OUT (saída)



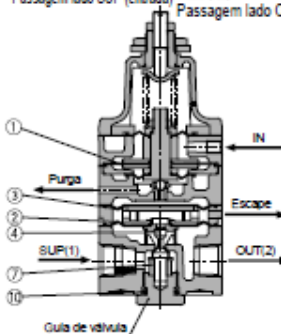
IR2120



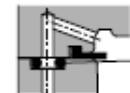
Passagem lado SUP (entrada)



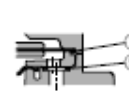
Passagem lado OUT (saída)



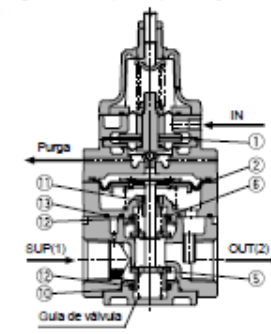
IR3120



Passagem lado SUP (entrada)



Passagem lado OUT (saída)



Princípio de funcionamento (para IR2000)

Quando se gira o manípulo a lâmina fecha permitindo que o ar de alimentação flua para dentro da guia de entrada, passe através da válvula reguladora e atue na membrana B como contrapressão do bocal. A válvula principal é pressionada para baixo pela força gerada e a pressão de alimentação flue fora à via de saída. A pressão de ar que flue dentro, actua na membrana C e ao mesmo tempo que cria oposição a força gerada pela membrana B, também actua sobre a membrana A, opondo-se à força de compressão da mola reguladora e transforma-se em pressão de saída. Se a pressão de saída for demasiado elevada, a membrana A é pressionada para cima, o intervalo entre a lâmina e o bocal incrementa-se, cal a contrapressão do bocal, rompe o equilíbrio das membranas B e C, a válvula principal fecha, a válvula de escape abre e o excesso de pressão da via de saída é descarregado para a atmosfera. Assim, o mecanismo piloto modelo bocal/lâmina detecta leves variações de pressão e realiza um ajustamento preciso da pressão.

Peças de substituição

Nº	Descrição	Material	Referências				
			IR1000	IR2000	IR3000	IR2120	IR3120
1	Membrana A	NBR, outros	P362010-1	P362020-2	P362020-2	P362020-13	P362020-13
2	Membrana B	NBR, outros	P362010-2	P362020-5	P362030-1	P362020-5	P362030-1
3	Membrana C	NBR, outros	-	P36202019	-	P36202019	-
4	Válvula	Aço inoxidável, NBR	P36201020 (-1) Nota 1)	P36202025	-	P36202025	-
5	Válvula	Latão, NBR	-	-	P36203009	-	P36202009
6	Válvula	Latão, NBR	-	-	P36203010	-	P36203010
7	Amortecedor	NBR	P36201021	P36202026	-	P36202026	-
8	Junta tórica	NBR	ø2,5 x 1	ø2 x 1,25	-	ø2 x 1,25	-
9	Junta tórica	NBR	-	ø4,5 x 1	ø4,5 x 1	ø4,5 x 1	ø4,5 x 1
10	Junta tórica	NBR	ø10 x 1,3	JISB2401 P11	ø27,8 x 1,5	JISB2401 P11	ø27,8 x 1,5
11	Junta tórica	NBR	-	-	JISB2401 P5 Nota 2)	-	JISB2401 P5 Nota 2)
12	Junta tórica	NBR	-	-	JISB2401 P16 Nota 2)	-	JISB2401 P16 Nota 2)
13	Junta (A)	NBR	-	-	P36203015	-	P36203015
14	Junta (B)	NBR	-	-	P36203016	-	P36203016
Referência de kits (conjunto dos elementos mencionados 1 ao 14)			KT-IR1000 Nota 3) KT-IR1010	KT-IR2000	KT-IR3000	KT-IR2120	KT-IR3120

Nota 1) O modelo IR1000 utiliza a P36201020-1 e o IR1010/1020 a P36201020.

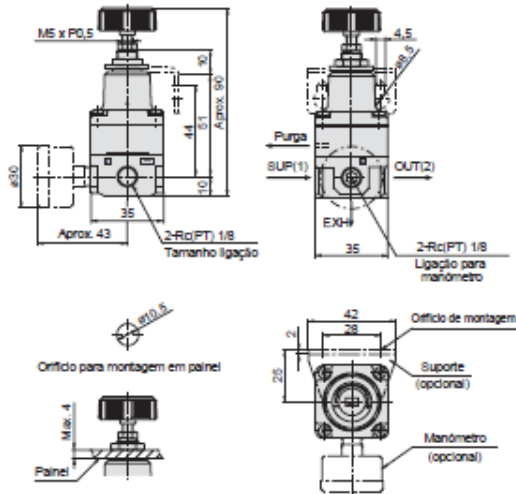
Nota 2) Utiliza o modelo mini-flick.

Nota 3) O modelo IR1000 utiliza o KT-IR1000 e o IR1010/1020 o KT-IR1010.

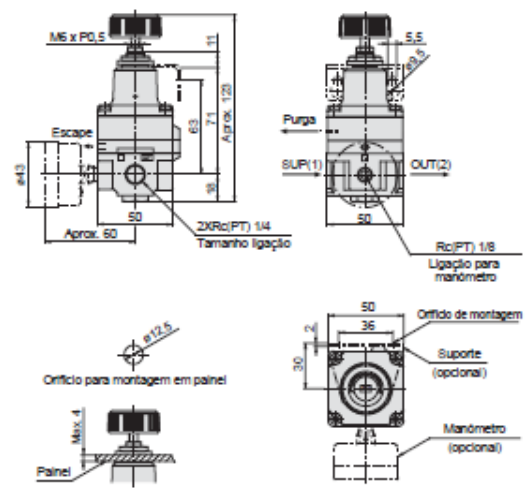
Séries IR1000/2000/3000

Dimensões

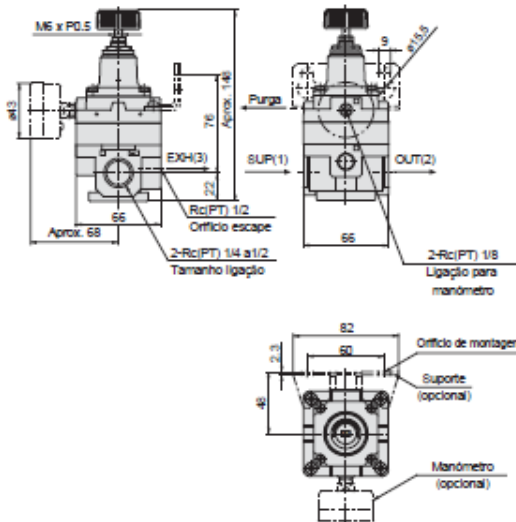
IR10□0-0□□



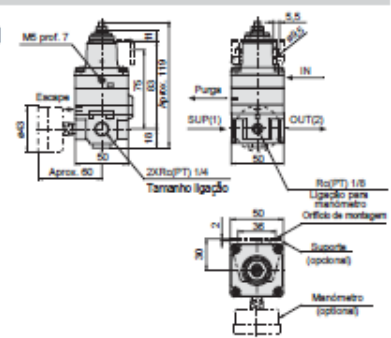
IR20□0-02□



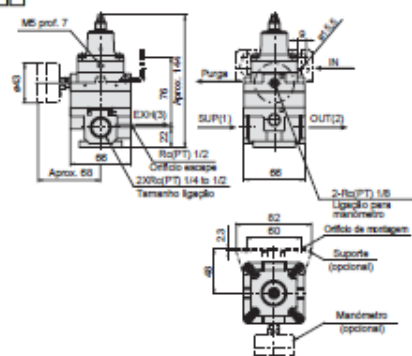
IR30□0-0□□



IR2120-02□



IR3120-0□□



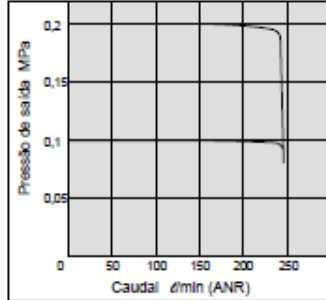
Séries IR1000/2000/3000

Série IR1000

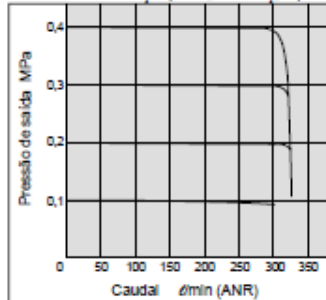
Características do caudal

* Testes segundo a normativa japonesa JIS B6372.

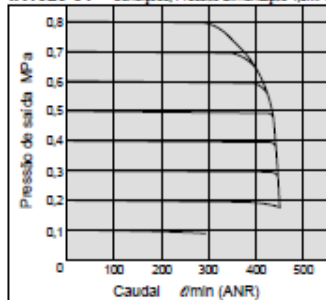
IR1000-01 Condições: Pressão alimentação 0,5MPa



IR1010-01 Condições: Pressão alimentação 0,7MPa

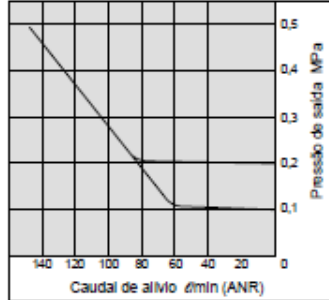


IR1020-01 Condições: Pressão alimentação 1,0MPa

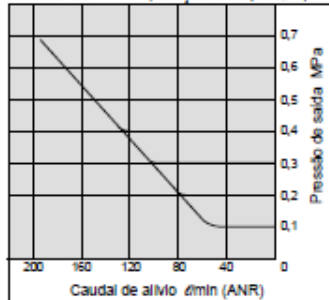


Caract. do caudal de alívio

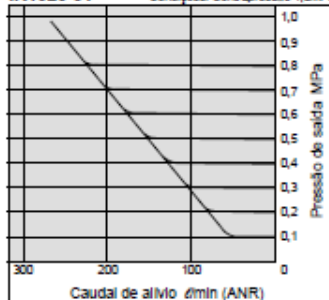
IR1000-01 Condições: Contrapressão 0,5MPa



IR1010-01 Condições: Contrapressão 0,7MPa

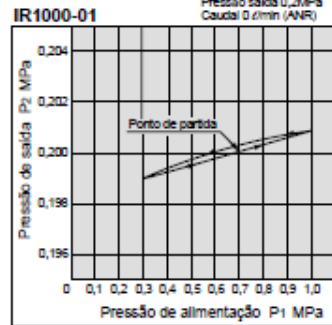


IR1020-01 Condições: Contrapressão 1,0MPa

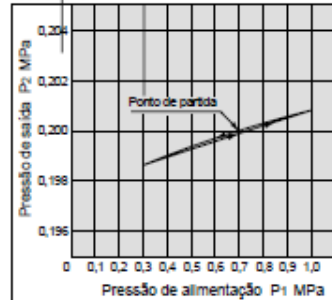


Características da pressão

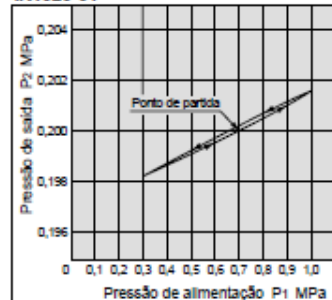
Condições: Pressão aliment. 0,7MPa
Pressão saída 0,2MPa
Caudal 0 l/min (ANR)



IR1010-01



IR1020-01



AC

AV

AU

AF

AR

IR

VEX

SRP

AW

AMR

AWM

AWD

ITV

VBA

G

AL

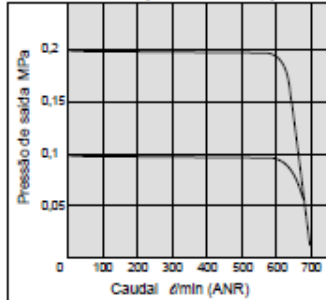
Séries IR1000/2000/3000

Série IR2000

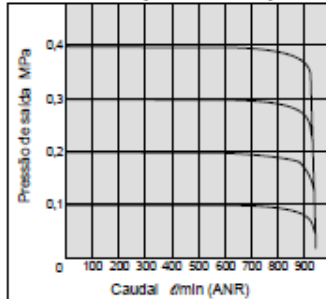
Características da caudal

* Testes segundo a normativa japonesa JIS B6372.

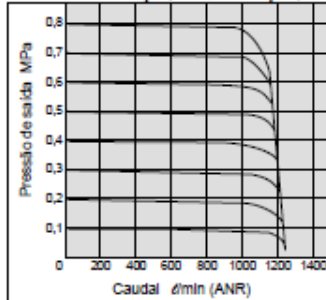
IR2000-02 Condições: Pressão alimentação 0,5MPa



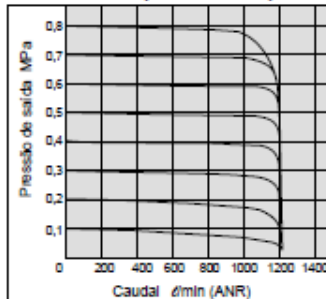
IR2010-02 Condições: Pressão alimentação 0,7MPa



IR2020-02 Condições: Pressão alimentação 1,0MPa

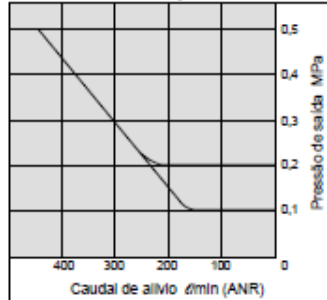


IR2120-02 Condições: Pressão alimentação 1,0MPa

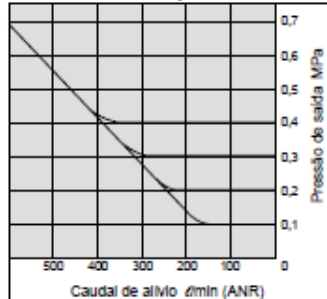


Caract. do caudal de alívio

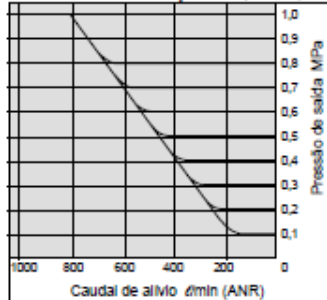
IR2000-02 Condições: Contrapressão 0,5MPa



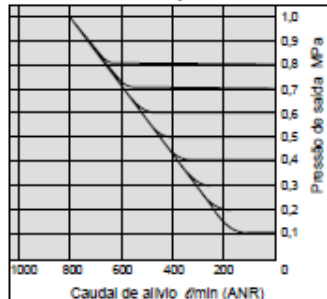
IR2010-02 Condições: Contrapressão 0,7MPa



IR2020-02 Condições: Contrapressão 1,0MPa

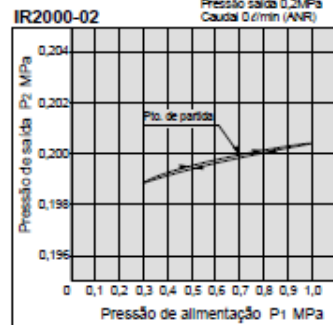


IR2120-02 Condições: Contrapressão 1,0MPa

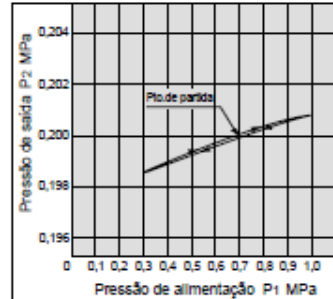


Características da pressão

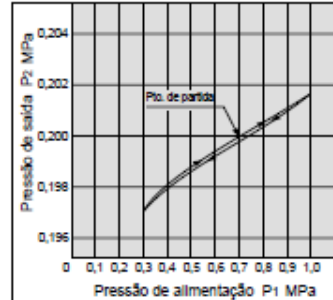
Condições: Pressão alimentação 0,7MPa
Pressão saída 0,2MPa
Caudal 0 l/min (ANR)



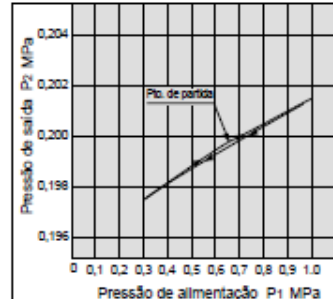
IR2010-02



IR2020-02



IR2120-02



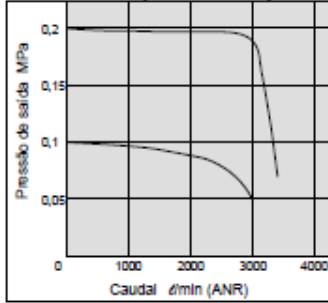
Séries IR1000/2000/3000

Série IR3000

Características do caudal

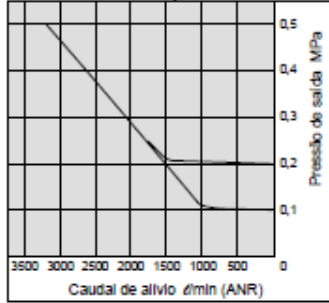
* Testes segundo a normativa japonesa JIS B6372.

IR3000-03 Condições: Pressão alimentação 0,5MPa



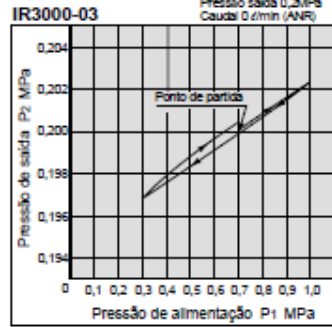
Caract. do caudal de alívio

IR3000-03 Condições: Contrapressão 0,5MPa

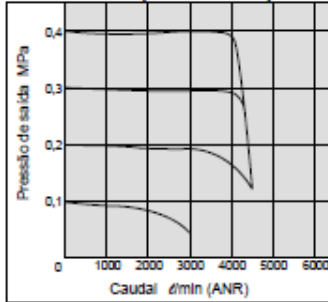


Características da pressão

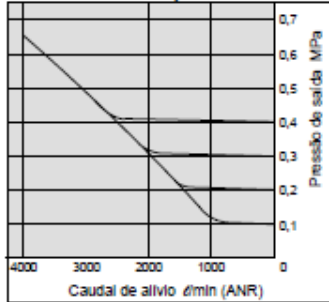
Condições: Pressão aliment. 0,7MPa
Pressão saída 0,2MPa
Caudal 0 l/min (ANR)



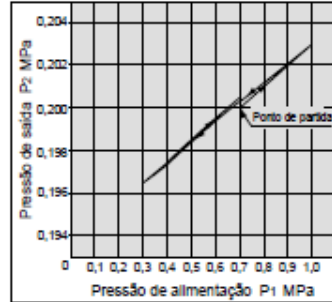
IR3010-03 Condições: Pressão alimentação 0,7MPa



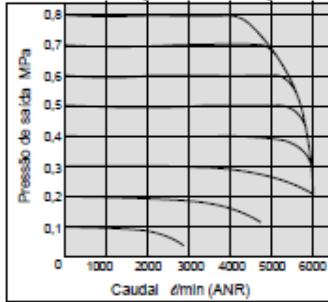
IR3010-03 Condições: Contrapressão 0,7MPa



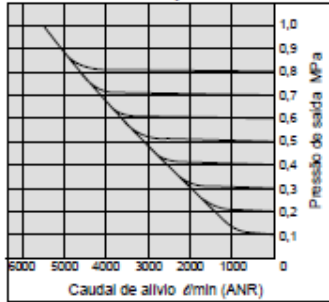
IR3010-03



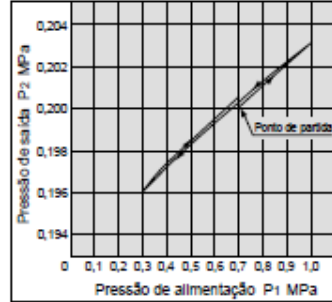
IR3020-03 Condições: Pressão alimentação 1,0MPa



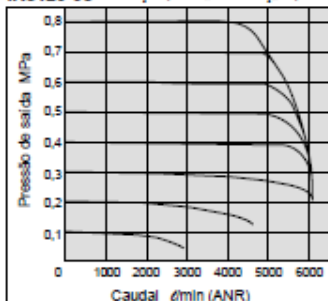
IR3020-03 Condições: Contrapressão 1,0MPa



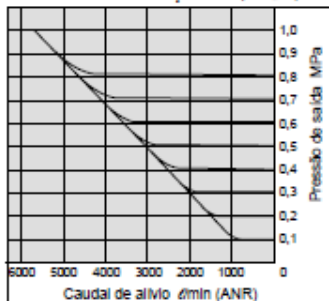
IR3020-03



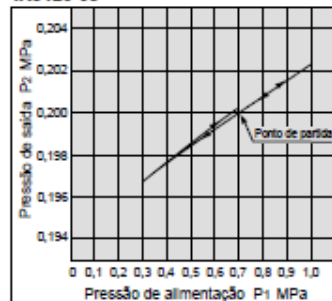
IR3120-03 Condições: Pressão alimentação 1,0MPa



IR3120-03 Condições: Contrapressão 1,0MPa



IR3120-03



- AC
- AV
- AU
- AF
- AR
- IR**
- VEX
- SRP
- AW
- AMR
- AWM
- AWD
- ITV
- VBA
- G
- AL

Séries IR1000/2000/3000

Execuções especiais

Contactar a SMC para dimensões, execuções especiais e prazos de entrega.



1 "Clean Room"

10 — N° peça standard

Nota) Contactar a SMC se estiver equipado com manómetro.

- "Clean Room"

Características

Limpeza	Classe 10000
Ligação purga	Com tubagens M5 (Diâmetro exterior ø6)
Ligação escape	IR1000/2000: Tubagens M5 (Diâmetro exterior ø6) IR3000: Rc(PT) 1/2 rosca fêmea
Lubrificação	Lubrificante Teflon®

Teflon® é uma marca registada de DuPont.

2 Livre de cobre

As peças de cobre externas e internas trocam-se por aço inoxidável ou alumínio.

20 — N° peça standard

Nota) Contactar a SMC se estiver equipado com manómetro.

- Livre de cobre

3 Resistente ao ozono

Se utilizar borracha fluorada para os materiais de selado de borracha.

80 — N° peça standard

- Resistente ao ozono

4 Áreas com temperaturas altas e baixas

N° peça standard — T

- Áreas com temperaturas altas e baixas

T	Temperatura alta
L	Temperatura baixa

Características

Símbolo	T	L
Área	Temperaturas altas	Temperaturas baixas
Temperatura ambiente	-5 a 100°C (Max. 80°C com manómetro)	-30 a 60°C
Material de borracha	Borracha fluorada	NBR especial ou silicone

5 Sem lubrificante

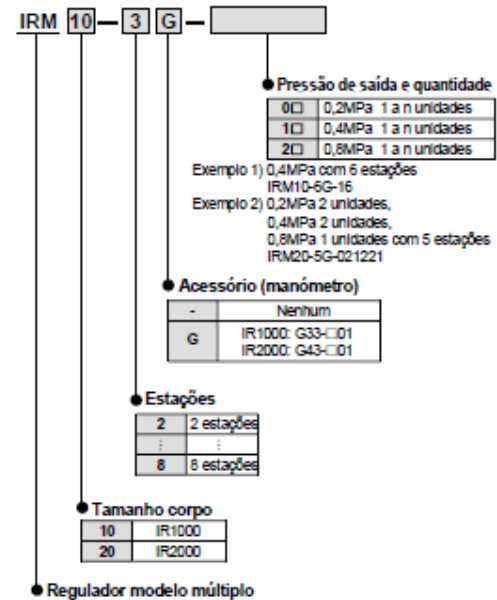
A montagem realiza-se normalmente sem a utilização de lubrificante. Porém, como as peças não são lavadas, ainda contém algum óleo.

N° peça standard — X1

- Sem lubrificante

6 Regulação múltipla (excepto modelo IR2120 e série IR3000)

Reguladores tipo múltiplo de 2 a 8 estações.
(Contactar a SMC para 9 ou mais estações.)



Características

Estações	2 a 8 estações	
Ligações	Comum SUP	IR1000: Rc(PT) 1/4, IR2000: Rc(PT) 3/8
	Individual OUT	IR1000: Rc(PT) 1/8, IR2000: Rc(PT) 1/4
	Individual EXH (do corpo IR)	
Pressão de saída	0,2MPa, 0,4MPa e 0,8MPa podem ser combinados	
Acessório (manómetro)	G33-□-01 (IR1000), G43-□-01 (IR2000)	



Séries IR1000/2000/3000 Precauções com o produto específico

Leia atentamente estas instruções antes do seu manuseamento.

Alimentação de ar

⚠ Precaução

- Se a pressão de alimentação contém elementos condensados, etc., a válvula reguladora fixa pode obstruir e dar lugar a um mau funcionamento. Por isso, assegure-se de utilizar um filtro de ar (SMC Série AF) junto com um separador (SMC Séries AM, AFM).
Ver o catálogo de SMC referente à qualidade do ar.
- Nunca use um lubrificador no lado de alimentação do regulador, já que seguramente pode obstruir a válvula reguladora fixa e ocasionar um funcionamento defeituoso. Se os dispositivos terminais requerem lubrificação, instale um lubrificador no lado de saída do regulador.

Manutenção

⚠ Advertência

- Quando desejar retirar a válvula guia (ver desenho de construção na pág. 1.6-6) para a sua manutenção, reduza primeiro a pressão de saída a "0" e feche completamente a pressão de alimentação.
- Quando desejar montar um manómetro, retire a ficha eléctrica após reduzir a pressão de saída a "0".

Precauções unicamente para IR10□0

⚠ Advertência

- Para tornar a montar a válvula guia após a sua manutenção, utilize um par de aperto inferior a 0.6N·m (6kgf·cm). No caso de ultrapassar este valor, a válvula guia deste produto, por ser de resina, pode danificar-se.

Funcionamento

⚠ Precaução

- Não utilizar um regulador de precisão sem ter em conta as suas características já que pode ocasionar falhas. (Ver especificações.)
- Quando realizar a montagem, assegure-se de fazer as ligações segundo as indicações.

Funcionamento

⚠ Precaução

- Se uma válvula de comutação direccional (electroválvula, válvula mecânica, etc.) se monta no lado de alimentação do regulador e liga e desliga repetidamente, pode ocasionar o desgaste da secção bocal/lâmina e dar lugar a uma disparidade na regulação. Por isso, evite utilizar este tipo de válvulas no lado de alimentação. No caso de as utilizar, deve colocá-las no lado de saída do regulador.
- Normalmente o ar é descarregado pelo orifício de purga (na parte central do corpo). Isto é um consumo de ar necessário baseado na construção do regulador de precisão, e é absolutamente normal.
- Assegure-se de apertar a porca de bloqueio depois de ajustar a pressão.

Precauções unicamente para IR30□0, IR3120

⚠ Precaução

- Como a pressão de alimentação é relativamente alta (aprox. 0.5MPa ou mais) e a pressão de saída é baixa (aprox. 0.1MPa ou menos), quando se opera com o lado de saída aberto à atmosfera, podem produzir-se pulsações na pressão de saída. Nesta situação reduza a pressão de alimentação quanto possível, ou incrementalmente um pouco a pressão de saída (acrescente e ajuste uma válvula de retenção, etc.).
- Como a capacidade do lado de saída é ampla, quando usado para uma função de alívio, produz um som de escape alto. Por isso, utilize um silenciador (SMC Série AN) e monte-o no orifício de escape (EXH port). A ligação é Rc(PT) 1/2.

Precauções para IR2120, IR3120 (accionados por pil. ext.)

⚠ Precaução

- Como a pressão de saída dos modelos IR2120 e IR3120 é a mesma que a pressão de entrada, seleccione um regulador (geral ou de precisão) para ajustar a pressão de sinal de entrada de acordo com a aplicação.
- Na parte superior há um parafuso de ajuste "0" que se aperta em fábrica e não precisa ajustar-se para o funcionamento.

AC

AV

AU

AF

AR

IR

VEX

SRP

AW

AMR

AWM

AWD

ITV

VBA

G

AL



Séries IR1000/2000/3000

Precauções com regulador de precisão

Leia atentamente estas instruções antes do seu manuseamento.

Ligações de tubagens

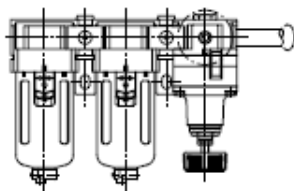
⚠ Advertência

1. Aparafusar as tubagens com o par recomendado enquanto fixa o lado com as roscas fêmeas.

Se o par de aperto for insuficiente, a selagem pode soltar-se ou ser defeituosa, mas se for excessivo a rosca pode ser danificada. Além disso, se não fixar o lado com roscas fêmeas durante o aperto, uma força excessiva actuará directamente nos suportes dos tubos, etc. causando danos ou outros problemas.

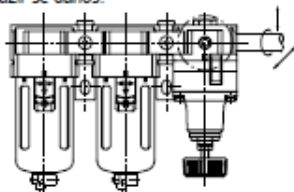
Par recomendado N.m (kgf.cm)

Rosca de ligação	1/8	1/4	3/8	1/2
Par	7 a 9 (70 a 90)	12 a 14 (120 a 140)	22 a 24 (220 a 240)	28 a 30 (280 a 300)



2. Evitar momentos de torsão ou flexão sobre o equipamento excepto o seu próprio peso.

Disponha um suporte separado para os tubos externos, já que podem produzir-se danos.



3. As tubagens não flexíveis fabricadas em aço podem produzir facilmente excessiva carga e propagação de vibrações, etc. Para evitar estes problemas utilize tubos flexíveis para ligações intermédias.

Ligação de tubagens

⚠ Precaução

1. Antes de ligar

Antes de instalar deve-se soprar com ar comprimido os tubos para eliminar fragmentos, óleos, assim como outro tipo de partículas no seu interior.

2. Uso de fita Teflon

Ao montar raccords e outros acessórios procure que nem limalhas, nem material de selagem chegue à parte interior da tubagem.

Assim mesmo, ao usar fita Teflon, deixe no extremo final entre 1,5 e 2 filetes sem cobrir.



Área de trabalho

⚠ Advertência

1. Evite que, na área de trabalho, o sistema entre em contacto com gases corrosivos, produtos químicos, água, vapor de água ou água do mar.
2. Não usar em lugares onde podem produzir-se vibrações ou impactos.
3. Prever um sistema de sombra em lugares expostos directamente ao sol.
4. Não usar próximo de fontes de calor ou em lugares onde o produto possa estar exposto a radiações de calor.
5. Adoptar as medidas de protecção apropriadas para evitar o contacto com salpicos de água, óleo, solda, etc.

Alimentação de ar

⚠ Advertência

1. Estes produtos foram desenhados para ser usados com ar comprimido. Contacte a SMC se desejar utilizar outro fluido.
2. Não utilizar ar comprimido que contenha produtos químicos, óleos sintéticos com dissolventes orgânicos, sal, gases corrosivos, etc., já que pode ocasionar danos ou um mau funcionamento.
3. Se não retirar os elementos condensados dos filtros de ar ou dos separadores, podem fluir para a saída e provocar um mau funcionamento do equipamento pneumático. Em caso de ser difícil retirar os elementos condensados, recomenda-se a utilização de filtros com purga automática.

ANEXO B - Programa do CLP

Respirador.zm2 - v0.0



Título

Informações do programa

Autor : Autor

Nome do Projecto : Título

Versão : 0.0

Módulo : SR2B121BD

Período de execução da aplicação no módulo : 7 x 2 ms

Acção do WATCHDOG : Inactivo

Tipo de filtragem hardware das entradas : Lento(3ms)

 Teclas Zx inactivas

Formato da data : dd/mm/yyyy

 Mudança da hora Verão/Inverno activa

Zona : Europa

Mudança para a hora de Verão : Março, último domingo

Mudança para a hora de Inverno : Outubro, último domingo



Esquema do programa

Nº	Contacto 1	Contacto 2	Contacto 3	Contacto 4	Contacto 5	Botão	Comentário
001	B	I4				SM1	
	Botão START	Botão END				INICIACICLO	
002							
003	I4	B				RM1	
	Botão END	Botão START				INICIACICLO	
004							
005	M1					I Q1	
	INICIACICLO					Info CAM	
006							
007	I2					I Q2	
	Pressão OUT					EXAUSTAO	
008							
009	M1	I1				I Q3	
	INICIACICLO	Pressão IN				Falha Entrada	
010							
011	Q1	I2	Q3			TT1	
	Info CAM	Pressão OUT	Falha Entrada			Prazo INFLA	
012							
013	T1					I Q4	
	Prazo INFLA					Falha INFLA	



Entradas físicas

Nº	Símbolo	Função	Bloqueio	Parâmetros	Localização (L/C)	Comentário
I1		Entradas DIG	—	Sem parâmetros	(9/2)	Pressão IN
I2		Entradas DIG	—	Sem parâmetros	(7/1) (11/2)	Pressão OUT
I3		Entradas DIG	—	Sem parâmetros	(1/1) (3/2)	Botão START
I4		Entradas DIG	—	Sem parâmetros	(1/2) (3/1)	Botão END

Saídas físicas

Nº	Símbolo	Função	Remanência	Localização (L/C)	Comentário
Q1		Saídas DIG	Não	(5/6) (11/1)	Infla CAM
Q2		Saídas DIG	Não	(7/6)	EXAUSTAO
Q3		Saídas DIG	Não	(9/6) (11/3)	Falha Entrada
Q4		Saídas DIG	Não	(13/6)	Falha INFLA

Funções parametrizáveis

Nº	Símbolo	Função	Bloqueio	Remanência	Parâmetros	Localização (L/C)	Comentário
M1		Relés auxiliares	—	Não	Sem parâmetros	(1/6) (3/6) (5/1) (9/1)	INICIA CICLO
T1		Temporizadores	Não	Não	Ver detalhes mais adiante	(11/6) (13/1)	Prazo INFLA

Temporizador

T1		Temporizadores	Prazo INFLA
Função A: Trabalho; comando mantido			
Duração: 60.00 s			