



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

**“DISPOSITIVO MECÂNICO QUE PROMOVE
INSUFLAÇÃO E EXSUFLAÇÃO PULMONAR”**

LUANA SOUTO BARROS

Belo Horizonte, 01 de Julho de 2008.

Luana Souto Barros

“DISPOSITIVO MECÂNICO QUE PROMOVE INSUFLAÇÃO E EXSUFLAÇÃO PULMONAR”

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Calor e Fluidos

Linha de Pesquisa: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Bauzer Medeiros

Departamento de Engenharia Mecânica- UFMG

Belo Horizonte
Escola de Engenharia da UFMG



Universidade Federal de Minas Gerais
Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Mecânica

Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - 31.270-901 - Belo Horizonte – MG
Tel.: +55 31 3499-5145 - Fax.: +55 31 3443-3783
www.demec.ufmg.br - E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

“DISPOSITIVO QUE PROMOVE INSUFLAÇÃO E
EXSUFLAÇÃO PULMONAR”

LUANA SOUTO BARROS

Dissertação defendida e aprovada em 1, de julho de 2008, pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "Bioengenharia".

Prof. Dr. Eduardo Bauzer Medeiros - (Universidade Federal de Minas Gerais) – Orientador

Profa. Dra. Laura Maria de Lima Belizario Facury Lasmar - (Universidade Federal de Minas Gerais) – Examinador

Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa - (Universidade Federal de Minas Gerais) Examinador

À minha querida mãe.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Eduardo Bauzer Medeiros por acreditar no projeto.

A toda equipe da empresa Acser Automação Comércio e Serviços Ltda. pela disponibilidade, paciência e empréstimo dos materiais. Ao Sr. Heizer Cardorso pela ajuda inestimável essencial ao projeto e o Sr. José pelo apoio na construção.

A querida Rita de Cássia Guedes de Azevedo por todo apoio, carinho, e principalmente pelo exemplo de profissionalismo.

A minha eterna professora Maria da Glória Machado por me apresentar primeiramente à fisioterapia respiratória e posteriormente a Engenharia Mecânica. Obrigada pelas idéias.

A amiga Cristina Saleme que me “orientou”, me escutou e “viveu” o mestrado comigo desde o início.

A Prof.Dra. Laura Lasmar pelo incentivo e apoio na etapa final.

A Fran, a irmã que Deus me deu a oportunidade de escolher e que me acompanha em todos os momentos da vida. Obrigada pelo apoio, amizade, ajuda nesses longos dois anos de mestrado; enfim por tudo! Se não fosse você acreditando sempre em mim não sei se teria conseguido.

Ao Conselho Nacional de Pesquisas (CNPQ), pelo auxílio financeiro.

A Leila e meu irmãozinho Igor pelas palavras de otimismo, crença e amizade.

Aos meus grandes amigos Luiz, Helder, Carol, Ró, Fernanda, Letícia, Renata...enfim todos aqueles que de alguma forma contribuíram com carinho, amizade, apoio e ensinamentos.

Ao meu irmão pela força e amor sempre.

Aos familiares pelo amor e crença.

“Incurável não é sinônimo de intratável”.

Bonekat *in* Crit. Care Clinic, 1998.

“Alta tecnologia não quer dizer alto custo”.

LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS

Figura.2.1. Peak Flow Meter, aparelho usado para medir o pico de fluxo da tosse.	25
Figura 2.2. Uso do pulmão de aço (ventilador ciclado a vácuo) como ventilador para pacientes com poliomielite em unidade de terapia intensiva em meados de 1929	32
Figura.2.3. Aparelho comercializado atualmente para tosse mecanicamente assistida, Cough Assist.	35
Figura 3.1 a) Diagrama pneumático do dispositivo	45
Figura 3.1 b) Diagrama de blocos	46
Figura 3.2 Foto do projeto de insuflação e exsuflação mecânica.	47
Figura. 3.3 Foto interna do projeto de insuflação e exsuflação mecânica.	48
Figura. 3.4 Foto interna do projeto de insuflação e exsuflação mecânica.	49
Figura 3.5 Ilustração do filtro AMG	51
Figura 3.6 Ilustração do filtro AWD40	51
Figura 3.7 Ilustração do filtro AMF	52
Figura 3.8 Regulador de pressão IR 2000-F04	53

Figura 3.9 Ilustração do regulador de vazão AS	54
Figura 3.10 Ilustração da válvula de acionamento VH	54
Figura 3.11: Ilustração do ejetor de vácuo ZL	55
Figura 3.12 Ilustração do pressostato digital	56
Figura 3.13: Ilustração do tubo de respiração (traquéia)	56
Figura 3.14: Ilustração do filtro bacteriano/viral	57
Figura 3.15a Ilustração da conexão para uso do sistema em paciente com TQT	57
Figura 3.15b: Ilustração das máscaras para interface	57
Gráfico 4.1 Variação da pressão negativa.	60
Gráfico 4.2 Variação da pressão positiva.	61
Gráfico 4.3 Variação da pressão negativa e positiva.	62

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Quadro 2.1 Descrições das fases da tosse	23
Quadro 2.2 Fases da tosse e fatores que comprometem as diferentes	24
Quadro 2.3 Alterações nas Diferentes Fases da Tosse e Assistência Fisioterápica	26
Quadro 2.4 Descrições das Técnicas de Fisioterapia que auxiliam a remoção de secreções das vias aéreas	27
Quadro 3.1 Comparativo de soluções de projeto.	42
Tabela 3.1 Especificações dos limites máximos de poluentes toleráveis no ar comprimido medicinal	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas.
ANVISA	Agencia Nacional de Vigilância Sanitária
CI	Capacidade Inspiratória
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
CO ₂	gás Carbônico
CPH	Centro de Pesquisa Hidráulica
CPT	Capacidade Pulmonar Total
CRF	Capacidade Reserva funcional
CV	Capacidade Vital
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
dSpO ₂	dessaturação periférica de Oxigênio
Hz	Hertz
ISO	Organização Internacional de Padronização
L/min	litros por minuto
m	Metro
mg	miligrama
MI-E	Insuflação – Exsuflação Mecânica
min	minuto
mL	Mililitro
mm	Milímetro
µm	Micrômetro
mmHg	Milímetros de mercúrio
Pa	Pascoal
PEM	Pressão Expiratória Máxima
PFT	Pico Fluxo da Tosse
PIM	Pressão Inspiratória Máxima
PPGMEC	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
ppm	partes por milhão

RG	Respiração Glossofaríngea
SpO2	Saturação periférica de Oxigênio
TMA	Tosse Mecanicamente Assistida
TQT	Traqueostomia
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
VA	Vias Aéreas
VC	Volume Corrente
VNI	Ventilação Não Invasiva
VR	Volume Residual
VRE	Volume de Reserva Expiratório
VRI	Volume de Reserva Inspiratório

NOMENCLATURA

Sobrescritos

- 2 Quadrado da função ou do número
- 3 Cubo da função ou do número
- 4 Quarta potencia da função ou do número

RESUMO

A tosse é um importante mecanismo de defesa pulmonar à medida que caminhamos para situações patológicas, com acúmulo progressivo de secreção na árvore traqueobrônquica. Pacientes com doenças neuromusculares são susceptíveis a recorrentes infecções do aparelho respiratório devido ao acúmulo excessivo e permanente de secreções (ineficácia do clearance mucociliar) conseqüente da deficiência no mecanismo de tosse e incapacidade de manter volume e débitos pulmonares adequados. Pacientes com dificuldade de realizar o clearance mucociliar necessitam de Fisioterapia respiratória que consiste em técnicas manuais ou mecânicas favorecendo a mecânica pulmonar objetivando assim uma tosse eficaz e um volume pulmonar adequado. Existem procedimentos de suporte ao paciente que visam auxiliar o paciente durante a tosse sendo esta assistida manualmente e/ou mecanicamente. Dentre estes procedimentos um dos que promove melhores resultados em pacientes com uma tosse ineficaz utiliza um sistema mecânico que favorece a manobra de insuflação máxima, seguida de exuflação, permitindo uma tosse mecanicamente assistida. Apesar da sua eficácia comprovada em vários estudos o único aparelho existente no mercado é importado e de alto custo dificultando assim o acesso dos pacientes ao mesmo. Dentro deste contexto surgiu a necessidade de projetar um aparelho para assistir a tosse mecanicamente. Apresenta-se então o desenvolvimento de um sistema mecânico capaz de gerar um alto fluxo respiratório (vazão) através da variação rápida da pressão positiva de até 7×10^4 Pa para uma pressão negativa de até 7×10^4 Pa, de acordo com a literatura, pela máscara facial ou bucal, simulando o mecanismo de tosse. Este sistema é alimentado por um sistema pneumático convencional, sendo sua saída condicionada com o uso de uma série de dispositivos pneumáticos, tomando-se cuidado de garantir condições de assepsia e segurança ao paciente. O protótipo atingiu os valores positivos e negativos de pressão usados pela literatura para tratamento de pacientes com tosse ineficaz e foi visualizado a variação rápida da pressão positiva para negativa essencial para a eficácia do tratamento.

Palavras Chaves: Tosse mecanicamente assistida, insuflação e exsuflação pulmonar, sistema pneumático e sistema pneumático medicinal.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS	6
LISTA DE TABELAS E QUADROS	9
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	10
NOMENCLATURA	13
RESUMO	14
1 INTRODUÇÃO	17
1.1 <i>Tosse ineficaz e suas conseqüências</i>	17
1.2 <i>Objetivo</i>	18
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
2.1. Clearance Mucociliar	19
2.2 <i>Tosse</i>	21
2.2.2-Pico de Fluxo da Tosse(PFT)	24
2.3 <i>Técnicas de Fisioterapia Respiratória</i>	25
2.4 <i>Tosse Mecanicamente Assistida(TMA): Insuflação e Exsuflação Mecânica(MI-E)</i>	31
2.4.1 Introdução ao MI-E	35
2.4.2 A eficácia da insuflação-exuflação mecânica(MI-E)	37
2.4.3 Segurança da insuflação-exsuflação mecânica	38
2.4.4 Fisiologia da insuflação-exsuflação mecânica	39
3 METODOLOGIA	41
3.1 <i>Avaliação do Projeto do Sistema de Tosse Assistida</i>	41
3.1.1 Sistema escolhido, solução d)	44
3.2 <i>Montagem do Sistema</i>	44
3.2.1 Fonte de ar comprimido	49
3.2.2 Filtro separador de água: AMG 350-F04BD(SMC)	50
3.2.3 Filtro regulador AW40-F04E(SMC)	51
3.2.4 Filtro de eliminação de odores AMF(SMC)	52
3.2.5 Regulador de pressão de precisão IR2000-F04 (SMC)	52
3.2.6 Regulador de vazão(fluxo) AS3500-F02 (SMC)	53
3.2.7 Válvula de acionamento manual VH410-04 (SMC)	54
3.2.8 Ejetor de vácuo ZL112-G (SMC)	55
3.2.9 Pressostato digital de precisão ISE30-01-65-L(SMC)	55
3.3 <i>Circuito que interliga o protótipo ao paciente</i>	56
3.3.1 Tubo de respiração (Traquéia)	56
3.3.2 Filtro bacteriano/viral	57
3.3.3 Interface	57

<i>3.4 Avaliação do Sistema Desenvolvido</i>	58
4 RESULTADOS	59
<i>4.1 Medição e Verificação do Funcionamento</i>	59
5 DISCUSSÃO	63
6 CONCLUSÕES	65
7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	66
ABSTRACT	67
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	68
ANEXO A	71
ANEXO B	72
ANEXO C	73
ANEXO D	74
ANEXO E	75
ANEXO F	82
ANEXO G	86
ANEXO H	88
ANEXO I	90
ANEXO J	102

1 INTRODUÇÃO

1.1 Tosse ineficaz e suas conseqüências

A tosse é um importante mecanismo de defesa pulmonar à medida que caminhamos para situações patológicas, com acúmulo progressivo de secreção na árvore traqueobrônquica. (Paulo Tavares, 1991).

O mecanismo de tosse é resultado de um complexo reflexo iniciado com ativação dos receptores das vias aéreas por estímulos irritantes. Quando a função da tosse é perdida, essa acarreta sérias conseqüências levando a retenção de secreção, atelectasias, pneumonia, necessitando de internações hospitalares e podendo levar a uma insuficiência respiratória (Anderson et al; 2005).

Pacientes com doenças neuromusculares são susceptíveis a recorrentes infecções do aparelho respiratório devido ao acúmulo excessivo e permanente de secreções (ineficácia do clearance mucociliar) conseqüente da deficiência no mecanismo de tosse e incapacidade de manter volume e débitos pulmonares adequado.

Pacientes com dificuldade de realizar o clearance mucociliar necessitam de Fisioterapia respiratória que consiste em técnicas manuais ou mecânicas favorecendo a mecânica pulmonar objetivando assim uma tosse eficaz e um volume pulmonar adequado.

Dentre estes procedimentos um dos que promove melhores resultados utiliza um sistema mecânico que favorece a manobra de insuflação máxima, seguida de exuflação, permitindo uma tosse mecanicamente assistida.

A intubação endotraqueal diminui bruscamente as defesas naturais das vias aéreas (VA) e pulmonares do paciente, mesmo com o uso de ventiladores mecânicos modernos a qualidade do ar pode não ser garantia para uma atuação eficaz dos mecanismos de defesa das vias aéreas inferiores. Outros fatores como o uso de narcóticos e a atropina também interferem no reflexo de tosse e viscosidade do muco dificultando a mobilização das secreções. A aspiração das bactérias primariamente da orofaringe e algumas vezes de refluxo gástrico é a rota mais importante da infecção. Nestes pacientes, o escoamento de

bactérias ao redor do "cuff" (balonete localizado no tubo endotraqueal distalmente), associado com trauma local e inflamação traqueal, aumenta a colonização e dificulta a eliminação das secreções do trato respiratório inferior. A colonização traqueal com bactérias e a traqueobronquite são comuns e podem ser precursores da pneumonia associada à ventilação mecânica (Craven et al., 1998).

De acordo com o que foi dito acima é de suma importância um aparelho de tosse mecanicamente assistida (TMA) para a prevenção da pneumonia associada à ventilação mecânica, pois com a insuflação e exsuflação mecânica (MI-E) é possível retirar as secreções ao redor do "cuff" e capaz de evitar uma possível indicação de traqueostomia (TQT) com objetivo de facilitar a limpeza das vias aéreas. O uso deste aparelho também é importante para auxiliar pacientes com ventilação mecânica não invasiva (VNI), pois estes pacientes podem apresentar dificuldades de adaptação ao uso da VNI devido à grande quantidade de secreção. O uso da tosse mecanicamente assistida diminui a necessidade de intubação endotraqueal ou traqueostomia (TQT) e, portanto diminui as ocorrências de infecção hospitalar (Vianello et al.; 2005).

Apesar da sua eficácia comprovada em vários estudos o único aparelho existente no mercado que promove MI-E é importado e de alto custo dificultando assim o acesso dos pacientes ao mesmo.

1.2 Objetivo

O presente trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema mecânico de baixo custo capaz de gerar um alto fluxo respiratório 10 L/seg (vazão) através da variação rápida de pressão positiva (7×10^4 Pa ou 70cmH₂O) para negativa (-7×10^4 Pa ou -70cmH₂O) pela máscara facial, bucal, tubo endotraqueal ou TQT simulando o mecanismo de tosse fisiológico.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Pacientes com doenças neuromusculares apresentam disfunção ventilatória tipo restritiva, com redução de volumes pulmonares de forma proporcional em relação à disfunção dos músculos inspiratórios. O comprometimento pode resultar de microatectasias, alterações nas propriedades mecânicas dos pulmões, alterações no surfactante, encurtamento e rigidez das fibras elásticas pulmonares e redução do recolhimento elástico da parede torácico. Apresentam também comprometimento da tosse, aspiração e diminuição do clearance mucociliar que podem predispor à infecção e piora da disfunção do parênquima pulmonar.

2.1. Clearance Mucociliar

Com uma área de superfície de 50 a 100 m², o pulmão apresenta a maior superfície corporal para um ambiente cada vez mais hostil. Partículas grandes são retidas pelo nariz. Partículas menores que se depositam nas vias aéreas condutoras são removidas por um movimento de “escalada de muco”, o qual continuamente varre restos até a epiglote, onde são engolidos em situações fisiológicas. O muco, secretado pelas glândulas mucosas e também pelas células caliciformes nas paredes brônquicas, é impelido por milhões de finos cílios; as partículas aí depositadas são engolidas por células de defesa chamada macrófagos. O material estranho é então removido do pulmão por via linfática ou pelo fluxo sanguíneo (West, 2000).

A secreção brônquica é um fluido heterogêneo constituído de água (95%), eletrólitos, aminoácidos, açúcares e macromoléculas. O muco é uma porção mais específica da secreção brônquica composta por uma suspensão coloidal de várias macromoléculas de glicoproteínas. É produzida pelo pulmão assim que entra em contato com partículas inaladas e seu transporte é feito das áreas periféricas para centrais e desta para a orofaringe. O muco é produzido na árvore brônquica por diferentes tipos de células: células serosas, células de Goblet, células claras e células alveolares do tipo II (Schans, 1991).

O transporte do muco ocorre em função de forças de fricção e inercial, sendo a de fricção a mais importante e é um mecanismo interno determinado pelas propriedades de viscosidade do fluido. O transporte do muco pela árvore brônquica é determinado pelo número e diâmetro das vias aéreas. Alguns mecanismos auxiliam no transporte de secreções da árvore brônquica para a orofaringe: batimento ciliar, fluxo aéreo expiratório, reabsorção (Schans, 1991).

O transporte do muco pelo batimento ciliar ocorre pela coordenação da atividade dos cílios na superfície das vias aéreas. As células ciliadas estão presentes desde a traquéia até os bronquíolos terminais. Estas células possuem cerca de 200 cílios que batem com uma frequência de 8-15 Hz em direção a orofaringe. O transporte do muco é influenciado pelas propriedades viscoelásticas do muco (Schans, 1991).

O transporte do muco pelo fluxo aéreo em uma via aérea obstruída ocorre durante expirações forçadas e requer altas pressões. O transporte do muco em vias aéreas desobstruídas pode ser feito através de uma expiração forçada bem como numa respiração basal. O transporte do muco em via aérea desobstruída depende da velocidade do fluxo o qual é determinada pelo diâmetro total da via aérea em um dado nível da árvore brônquica. O muco é mobilizado em casos que a velocidade do fluxo seja maior que 2.5m/s. O transporte do muco é mais efetivo em vias aéreas centrais que em periféricas e isto se deve ao fato de que o diâmetro total das vias aéreas reduz da periferia para as vias aéreas centrais e a velocidade do fluxo aumenta da região periférica para as vias aéreas centrais. O transporte do muco pelo fluxo expiratório depende das propriedades viscoelásticas das camadas do muco. O fluxo diminuirá com o aumento da espessura da camada do muco (Schans, 1991).

O transporte do muco pela reabsorção ocorre quando o transporte das vias aéreas periféricas para centrais não é suficiente e este acúmulo de muco pode aparentemente impedir o transporte em vias aéreas centrais e periféricas. Isto se deve a alterações na composição do muco (Schans, 1991).

O clearance mucociliar, nas vias aéreas, e a ação dos macrófagos, em nível alveolar, são mecanismos eficientes na remoção de secreções normais produzidas diariamente, no trato respiratório (Machado;2008). Em doenças hipersecretivas ou que

apresentam clearance mucociliar prejudicado o organismo recorre à tosse para a remoção de secreções excessivas e de corpos estranhos.

2.2 Tosse

A tosse é uma ação reflexa de defesa do organismo e sua função é remover substâncias estranhas e secreção acumulada na árvore brônquica. Em indivíduos sem doença broncopulmonar, a tosse raramente ocorre e o sistema mucociliar é o responsável pela depuração. Quando a quantidade de secreção aumenta, como em doenças que cursam com hipersecretividade, a tosse torna-se um mecanismo adicional para a clearance mucociliar (Pryor, 1997).

A tosse desencadeia alto fluxo expiratório, empregando energia cinética da musculatura expiratória e da retração elástica pulmonar. Dessa forma, ocorrem o deslocamento de materiais líquidos e sólidos, eventualmente aspirados, e a sua condução à faringe, para posterior expectoração ou deglutição.

O fisioterapeuta recorre à tosse para expulsar da árvore traqueobrônquica proximal o excesso de secreções, as partículas inaladas e, em geral, todo material indesejável da árvore aérea (Postiaux,2004).

As secreções do trato respiratório são constituídas de muco, surfactante e fluido peri-ciliar. Estima-se que a quantidade produzida de muco em um indivíduo normal varie de 10-100 ml por dia (Campos,S.;2006).

A perda da força da musculatura respiratória leva a ineficácia da tosse e a hipoventilação. Atelectasias, pneumonias e insuficiência respiratória, inicialmente durante o sono e depois, mesmo na vigília, são as complicações esperadas nesta situação (Paschoal et al-2007).

Os principais objetivos da fisioterapia são: prevenir o acúmulo e/ou retirar secreções nas vias aéreas, melhorar a ventilação das vias aéreas, melhorar a resistência à fadiga, reduzir gastos energéticos durante a respiração, melhorar condições de expansão pulmonar, favorecer o trabalho diafragmático e manter e/ou melhorar a mobilidade torácica.

Os mecanismos normais para a eliminação das secreções do trato respiratório incluem a ação ciliar (clearance mucociliar): através do qual os movimentos ciliares impulsionam, no sentido cranial, uma fina camada de muco com partículas a serem depuradas; e o mecanismo de tosse: que ocorre por meio de um ato reflexo, podendo estar sob controle voluntário ou involuntário. Quando há comprometimento destes mecanismos, a permeabilidade das vias aéreas e, por conseguinte, a ventilação pulmonar pode ficar prejudicada, devendo ser indicada a aspiração, (Campos, S.;2006) dentre outras técnicas fisioterápicas que assistem a tosse manualmente ou mecanicamente.

Os exercícios de expansão torácica permitem um aumento do fluxo de ar através das pequenas vias aéreas e a fluidificação da secreção, enquanto que técnicas de expiração forçada e tosse assistida auxiliam na remoção de secreções. Com isso melhoram a qualidade de vida do paciente evitando assim as conseqüências de uma infecção pulmonar que podem levar a uma insuficiência respiratória, internação e óbito.

A tosse é a parte mais importante da terapia de higiene brônquica, já que a maioria das técnicas só ajuda a mover as secreções para as vias aéreas centrais. (Scanlan et al; 2000).

Os principais benefícios da tosse são: eliminação das secreções das vias aéreas pelo aumento da pressão positiva pleural, o que determina compressão das vias aéreas de pequeno calibre, e através da produção de alta velocidade do fluxo nas vias aéreas; proteção contra aspiração de alimentos, secreções e corpos estranhos; é o mais efetivo mecanismo quando existe lesão ou disfunção ciliar.(II Diretrizes brasileiras no manejo da tosse crônica, 2006)

A progressão das complicações respiratórias para insuficiência respiratória crônica nos doentes neuromusculares surge em geral como conseqüência direta de dois principais fatores: fraqueza e fadiga dos músculos respiratórios (inspiratórios, expiratórios e de vias aéreas superiores) e incapacidade de se manter as vias aéreas livres de secreções. (Paschoal et al-2007).

O comprometimento da musculatura respiratória prejudica também a eficiência da tosse e, no estado atual da terapêutica disponível no Brasil para doentes neuromusculares, que possuem este comprometimento, pode-se dizer que a morbimortalidade nestes indivíduos está mais associada ao fato de que eles tosem mal do que

ventilam mal. (Paschoal et al-2007).Com isso a necessidade de uma tosse eficaz através de recursos fisioterapêutico se torna uma intervenção de suma importância.

O pico de fluxo expiratório gerado durante a tosse correlaciona com o sexo,a altura e a idade dos pacientes. Quando adequado, é capaz de prevenir a formação de tampões de secreção e complicações pilmonares.

2.2.1-Fases da Tosse

A tosse apresenta 4 fases apresentadas no quadro abaixo.

Quadro 2.1
Descrições das fases da tosse (Machado;2008).

Fases da Tosse	Descrição
Nervosa	Constituída pelo estímulo que segue por vias aferentes até o centro bulbar e retorna por vias eferentes para acionar a musculatura respiratória e a glote.
Inspiratória	Após o estímulo dos nervos frênicos, espinhais e intercostais, ocorrem a contração dos músculos inspiratórios, e o aumento do volume pulmonar e da força de retração elástica do parênquima pulmonar. Esse aumento é responsável pela maior negatividade da pressão intrapleural. A inalação de grandes volumes pulmonares otimiza a relação comprimento-tensão dos músculos expiratórios e possibilita a geração de uma pressão positiva intratorácica maior durante a fase compressiva.
Compressiva	Logo após a inspiração ocorre o fechamento da glote. Esse fechamento é acompanhado por um esforço expiratório que permite aos músculos a geração de pressões maiores em decorrência da diminuição da velocidade de contração. A oclusão da glote permanece por cerca de 0,2 a 0,3 segundos, tempo suficiente para que a pressão alcance altos níveis pré-expulsivos. Atingindo o ponto de igual pressão ocorre a redução do calibre brônquico e aumenta a velocidade do fluxo

	de ar explosivo. O ponto de igual pressão depende do volume pulmonar. Em volumes baixos a força estará diminuída.
Explosiva	Abertura da glote provocando alto fluxo expiratório e compressão das vias aéreas centrais pela pressão intrapleurar desenvolvida.

A tosse pode deixar de cumprir suas funções em várias circunstâncias. O quadro abaixo apresenta os fatores que comprometem as fases da tosse.

Quadro 2.2
Fases da tosse e fatores que comprometem as diferentes fases (Machado;2008).

Fases da Tosse	Fatores
Nervosa	Depressão do sistema nervoso central, coma, miastenia grave, anestesia, anestesia, estados dolorosos.
Inspiratória	Estados dolorosos, rigidez torácica excessiva, doenças neuromusculares e restritivas, redução da complacência do sistema respiratório, perda da força muscular, redução do volume pulmonar.
Compressiva	Paralisia das cordas vocais. TQT, intubação endotraqueal, redução de tração elástica pulmonar, comprometimento da musculatura expiratória.
Explosiva	Redução de fluxo aéreo (obstrução ao fluxo), dor, instabilidade das vias aéreas, comprometimento das fases anteriores.

2.2.2-Pico de Fluxo da Tosse(PFT)

Uma tosse normal requer uma insuflação inicial de cerca de 85 a 90% da capacidade pulmonar total (CPT). O pico normal de fluxo de tosse oscila entre 6 e 17 l/seg. Pacientes com pico de fluxo de tosse menor que 160 l/min não possuem fluxo adequado para remoção de secreções e necessitam auxílio para viabilizar esta função.

Os pacientes cujo fluxo de tosse situa-se abaixo de 270 l/min podem cair para os limites críticos de 160 l/min na vigência de processos gripais e ter alto risco de contrair

pneumonias. O fluxo de tosse abaixo de 270 l/min ocorre quando a CVF está em torno de 1500 ml ou 70 % do predito (Tzeng et al; 2000), o PFT pode ser medido através de um aparelho denominado Peak Flow Meter, ilustrado na figura 2.10.



Figura. 2.1 Peak Flow Meter, aparelho usado para medir o pico de fluxo da tosse.
Fonte:Arquivo pessoal

De acordo com Bach (2002) o valor normal do PFT varia de 6 a 14 L/seg. para adultos e de 2,5 a 14L/seg. para crianças e adolescentes,esses valores variam de acordo com o sexo, a idade e altura do indivíduo. Em anexo (Anexo B) encontra-se a tabela de volumes médios da função pulmonar para crianças.

O auxílio à tosse é indicado quando o paciente não atinge o fluxo mínimo de tosse: 160 l/min. O auxílio da tosse pode ser manual através do trust abdominal (tosse manualmente assistida); ou mecânico a partir de um aparelho que promova insuflação e exsuflação através de uma rápida variação da pressão (Tosse mecânicamente assistida).

2.3 Técnicas de Fisioterapia Respiratória

Várias intervenções podem ser utilizadas para melhorar a efetividade da tosse em pacientes com alterações na constituição do muco, no sistema mucociliar ou na mecânica da tosse. A fisioterapia torácica pode exercer importante papel nessa área,por

diferentes técnicas, de acordo com o comprometimento de cada fase (Quadro 2.2) (Machado; 2008).

Quadro 2.3

Alterações nas Diferentes Fases da Tosse e Assistência Fisioterápica (Machado; 2008).

Fases da tosse	Assistência Fisioterápica
Nervosa	Estímulos diretos dos mecanorreceptores: Compressão da traquéia (fúrcula esternal) ou introdução de sonda de aspiração.
Inspiratória	Técnicas de hiperinsuflação com ambu, incentivadores inspiratórios, padrões inspiratórios, breath-stacking e pressão positiva inspiratória.
Compressiva	Assistência manual com compressão do tórax/abdome, treinamento da musculatura respiratória.
Explosiva	Utilização de manobras de higiene brônquica, postura de drenagem e expiração forçada para facilitar a eliminação de secreção, prejudicada pela diminuição do fluxo aéreo, característico dessa fase.

As técnicas de fisioterapia auxiliam na remoção de secreção das vias aéreas diminuindo assim as freqüentes internações por infecção e piora do quadro do paciente levando até a morte. No Quadro abaixo estão descritas as técnicas fisioterápicas com esse fim, suas vantagens e desvantagens.

Quadro 2.4

Descrições das Técnicas de Fisioterapia que auxiliam a remoção de secreções das vias aéreas.

Técnica Fisioterápica: Aspiração (Machado,2008).	
Descrição	Retirada passiva das secreções, com técnica asséptica, por um cateter conectado a um sistema de vácuo, introduzido na via aérea artificial .
Vantagens	Não necessita de cooperação do paciente e pode ser realizada por qualquer pessoa treinada.
Desvantagens	Queda na saturação arterial de oxigênio em pacientes que requerem pressão final expiratória positiva e fração inspirada de oxigênio elevados, pneumonia nosocomial, aumento da pressão intracraniana, atelectasia e instabilidade hemodinâmica (Zeitoun S. S. et al 2001) risco de contaminação, lesão de mucosa.
Indicação	Presença de secreções em vias aéreas centrais com incapacidade para eliminá-las através da tosse.
Contra-indicação	Aspiração nasotraqueal: oclusão nasal, sangramento nasal, epigotites,trauma facial ou nasal,distúrbios de coagulação,laringoespasma,
Técnica Fisioterápica: Percussão e Vibração (Van der Schans; 1999)	
Descrição	<u>Percussão</u> : Manobra aplicada com as mãos em forma côncava, nos lados ventral, lateral e dorsal do tórax, a uma frequência aproximada de 3-6 Hz [12]. Tal procedimento promove a mobilização das secreções por meio de seu estremeamento. <u>Vibração</u> : A vibração manual é produzida pela tetanização dos músculos do braço e antebraço e transmitida pelos punhos e mãos ao tórax do paciente. Consiste em movimentos rítmicos, rápidos, com uma intensidade em torno de 20 a 25 Hz capaz de causar vibração em nível bronquial.
Vantagens	Não necessita de materiais para execução da técnica, custo baixo.
Desvantagens	Vários estudos questionam a eficácia das técnicas,

Indicação	Estase de muco brônquico, paciente com dificuldade de mobilizar as secreções.
Contra-indicação	Enfisema subcutâneo, anestesia espinhal recente, broncoespasmo, osteoporose, osteomielite em arcos costais, dor torácica, enxerto cutâneo torácico, feridas torácicas abertas ou infecções, tuberculose pulmonar, ressecção tumoral de tórax ou pescoço, contusão pulmonar e coagulopatias.
Técnica Fisioterápica: Drenagem Postural (Langenderfer; 1998)	
Descrição	Posicionamento do corpo do paciente, de modo que o segmento pulmonar a ser drenado seja favorecido pela ação da gravidade. Esta técnica tem como finalidade deslocar o excesso de secreção broncopulmonar em direção aos hilos pulmonares para então ser expelida.
Vantagens	Baixo custo.
Desvantagens	Dificuldades em alguns posicionamentos devido aos fios de monitorização, medicações em pacientes graves em hospitais e em internação em casa; devido a dores durante o posicionamento. As principais complicações que podem ocorrer durante a terapia segundo Scanlan <i>et al.</i> (2000), são: hipoxemia, aumento da pressão intracraniana, hipotensão aguda, hemorragia pulmonar, dor, vômitos e aspiração, broncoespasmo e arritmias.
Indicação	Hipersecreção de muco brônquico e a dificuldade de expectoração.
Contra-indicação	Posição de "Trendelenburg": pressão intracraniana acima de 20 mmHg, aneurisma cerebral, hipertensão descompensada, hemoptise recente, distensão abdominal, risco de aspiração, recentes cirurgias oftálmicas, esofágicas ou neurológicas.

	Intolerância a posição. Insuficiência cardíaca congestiva, embolia pulmonar, edema pulmonar, edema pulmonar.
Técnica Fisioterápica: Tosse Manualmente Assistida (Machado, 2008)	
Descrição	Compressão vigorosa do tórax, durante a fase expiração espontânea ou forçada; ou da fase expiratória da ventilação mecânica, a fim de obter um aumento do fluxo expiratório.
Vantagens	Fácil de ser aprendida, baixo custo, pode ser realizada por cuidadores treinados.
Desvantagens	Nem sempre o uso desta técnica sozinha aumenta o fluxo é significativamente para conseguir uma tosse eficaz, devido à gravidade da doença e alterações anatômicas. Necessita de coordenação paciente-terapeuta e cooperação do paciente.
Indicação	Necessidade de auxílio à tosse
Contra-indicação	Gestantes, pacientes com hérnia hiatal ou naquele com patologia abdominal aguda.
Técnica Fisioterápica: “Air Stacking”	
Descrição	Quantidade máxima de ar obtida pela sustentação de volumes consecutivos com glote fechada. Pode ser realizada através de insuflação pulmonar com um ressuscitador manual (ambu), respiração glossofaríngea (especificada abaixo) ou com ventilador mecânico volumétrico. Frequentemente, realiza-se inspiração lenta e profunda, seguida de pausa inspiratória e uma rápida liberação, a fim de obter um aumento do fluxo expiratório (Jerre, G. et al, 2007).
Técnica Fisioterápica: “Air Stacking” com uso do Reanimador Manual (Ambu)	
Descrição	A técnica é usada com Ambu (pressão positiva) buscando atingir uma insuflação máxima, auxiliando a fase inspiratória.
Vantagens	Fácil de ser aprendida, pode ser realizada por cuidadores desde que treinados.

Desvantagens	Nem sempre é de fácil acesso o ressuscitador e a interface para o paciente. Necessita de coordenação paciente-terapeuta e cooperação do paciente. Médio custo.
Indicação	Auxílio a fase inspiratória da tosse.
Contra-Indicação	Caso de instabilidade hemodinâmica, hipertensão intracraniana, hemorragia intraventricular grave, distúrbios hemorrágicos, refluxos gastroesofágico Disfunção bulbar grave.
Técnica Fisioterápica: “Air Stacking” com uso de Ventilador Mecânico	
Descrição	Insuflação pulmonar através de um ventilador mecânico volumétrico.
Vantagens	Podem ser usadas diferentes pressões.
Desvantagens	Alto custo, necessita de adaptação de interface. Uso de energia elétrica. Precisa de sincronia paciente/cuidador.
Indicação	Baixo volume pulmonar que altere a fase inspiratória da tosse.
Contra-indicação	Disfunção bulbar grave, Caso de instabilidade hemodinâmica, hipertensão intracraniana, hemorragia intraventricular grave, distúrbios hemorrágicos, refluxos gastroesofágico.
Técnica Fisioterápica: Respiração Glossofaríngea	
Descrição	A técnica envolve o uso da glote para adição de um esforço inspiratório projetando doses de ar para os pulmões (Gulping). A glote fecha em cada gulp. Uma respiração geralmente consiste em 6-9 gulps de 40-200 ml cada.
Vantagens	A importância da respiração glossofaríngea na eficiência da tosse também foi descrita em 1956.(Bach,2002) Além de ser útil para fornecer uma respiração profunda antes da tosse espontânea ou assistida manualmente, a glossofaríngea foi reconhecida como um método alternativo de ventilação pulmonar durante eventual falha do respirador. Única técnica de auto-cuidado.
Desvantagens	Não pode ser mantida como único método. O paciente tem que compreender a técnica necessita de treinamento que pode durar

	várias semanas. Precisa de musculatura bulbar preservada.
Indicação	Baixo volume pulmonar que altere a fase inspiratória da tosse. Auxiliar a fase inspiratória da tosse. Aumentar o volume pulmonar.
Contra-indicação	Pacientes que apresentam paralisia dos músculos da língua, faringe (músculos bulbares), doenças graves de coração e pulmão (devido à expansão)
Técnica Fisioterápica: Tosse Mecanicamente Assistida	
Descrição	Consiste na aplicação de uma pressão positiva seguida de uma pressão negativa através de peça bucal, máscara facial, tubo endotraqueal ou traqueostomia. Basicamente a manobra simula uma tosse, possibilitando a mobilização e saída das secreções de forma eficaz e segura.
Vantagens	Consegue altas pressões e vazões (fluxos) com resultados positivos nos estudos.
Desvantagens	Necessita de cooperação do paciente para ser usado com máscara ou necessita de intubação. Precisa de musculatura bulbar preservada. Alto Custo.
Indicação	Tosse ineficaz abaixo de 160 L/min.
Contra indicação	<u>Absolutas:</u> Presença de hemoptise, lesões de pescoço, hemorragia ativa, pressão intracraniana alta. pneumotórax recente, enfisema bolhoso, DPOC grave <u>Relativas:</u> Pneumotórax, tuberculose, fraturas de costelas instabilidade hemodinâmica (Leblanc et al; 2005).

2.4 Tosse Mecanicamente Assistida(TMA): Insuflação e Exsuflação Mecânica(MI-E)

A TMA consiste na aplicação de uma pressão positiva seguida de uma pressão negativa através de peça bucal, máscara facial, tubo endotraqueal ou TQT. Basicamente a manobra simula uma tosse, possibilitando a mobilização e saída das secreções de forma eficaz e segura.

No final de 1940, Henry Seeler, trabalhou para a força aérea dos Estados Unidos, desenvolvendo um insuflador-exsuflador mecânico designado a alternar uma pressão positiva e negativa para ventilar e insuflar pessoas que sofriam da exposição a “armas químicas”. Em 1951, Barach e col descreveram um equipamento de insuflação para o pulmão de aço (ventilador usado para pacientes com poliomielite, este era ciclado à vácuo). O dispositivo usava um motor de vácuo de aspiração com uma válvula solenóide de 5 polegadas ligada ao portão do pulmão de aço. Com a válvula fechada o motor desenvolvia uma pressão negativa dentro do tanque de -40mmHg. No pico de pressão negativa a válvula abre, disparando o retorno à pressão atmosférica em 0.06 seg., causando uma exuflação passiva. Essa técnica aumentou o PCF em 45% em 6 pacientes com poliomielite que usavam suporte ventilatório. Um aumento adicional era obtido realizando uma pressão abdominal quando a válvula estava aberta. Essas técnicas eram suficientemente efetivas para que os investigadores reportassem que a exsuflação produzida pelo dispositivo substituísse completamente a broncoscopia com o objetivo de manter a via aérea limpa das secreções mais espessas. (Bach,2002).



Figura 2.2 Uso do pulmão de aço (ventilador ciclado a vácuo) como ventilador para pacientes com poliomielite em unidade de terapia intensiva em meados de 1929 .

Fonte: <http://www.medicinaintensiva.com.br/philipdrinker.htm>

No final de 1940, Barach, Beck e seu engenheiro Gutterman desenvolveram uma “câmara de tosse assistida”. A pressão mudava 110 mmHg 25 vezes por minuto. O ventilador aplicava pressão positiva na cabeça da câmara, que resultava em uma pressão mais alta na cabeça do que na parte final do corpo da câmara. Quando a pressão atingia 110 mmHg abaixo da pressão atmosférica na cabeça da câmara, o diferencial de pressão cabeça-corpo era maior que 40 mmHg causado pelo ar que entrava no pulmão. A abertura precoce da válvula de 5 polegadas no compartimento da cabeça resultava em uma descompressão explosiva de 100 mmHg, que criava uma exuflação forçada. O fluxo expiratório era realçado pelo deslocamento perceptível para diante do corpo como um diferencial de pressão positivo no compartimento do corpo caindo para 0 mmHg com o retorno para a pressão atmosférica no lado do corpo (Bach et al;1992,1993).

Em 1951 o mesmo grupo começou a aplicar o vácuo de aspiração pelo portal do pulmão de aço para aumentar a insuflação pulmonar por pressão negativa. William Smith substituiu Gutterman como engenheiro, e também aplicou a pressão positiva pelo portal com argumento de exuflação forçada. Essa adição, combinada com os esforços de tosse do paciente, aumentou o fluxo da tosse. Smith então desenvolveu um exuflador muito mais compacto que podia ser carregado nas mãos. Também em 1951, ele construiu uma válvula dentro da abóbada auxiliar do pulmão de aço e aplicou -20 mmHg durante o ciclo expiratório, usando a mesma fonte de exuflação e um conector T. Em 1952, Barach, Beck e Smith começaram a aplicar pressão negativa na via aérea do paciente através de máscara facial. Smith desenvolveu o primeiro exuflador por pressão negativa em um dispositivo numa caixa de aço; as pressões eram ajustadas controlando velocidades das bombas. Devido à incitação de Beck, a pressão positiva foi aplicada nas vias aéreas antes da exuflação forçada. Usando um vácuo portátil Eureka que era uma pequena bomba que funcionava perfeitamente, Smith completou o primeiro exuflador utilizando pressão negativa através máscara facial em junho de 1952. Depois em 1952, Smith auxiliou Rudy Frohner do O. E. M. a construir o primeiro protótipo de reprodução pra o mercado americano (Bach,2002).

Em maio de 1953, John Affeldt do Rancho Los Amigos notou que seus pacientes haviam tentado vários métodos para maximizar o fluxo da tosse, incluindo a câmara de tosse mecânica de Barach, a sucção a vácuo, compressão manual do abdome e

tórax, e insuflação máxima no pulmão de aço, seguido pelo fechamento da glote até o pico de pressão positiva que era criado no tanque. Ele relatou estar desapontado por ter sido incapaz de reverter as atelectasias em vários pacientes utilizando esses métodos. Emerson, entretanto, notou que fazia muito mais sentido aplicar pressão positiva seguida por pressão negativa na máscara facial para aumentar o fluxo da tosse e então passou a fazer isso com os pacientes na câmara de tosse mecânica. Cinco meses depois, OEM, a companhia de Fagin e Barach associou com Edward, para comercializar o exsufador com pressão negativa chamado “Cof-Flator” (Bach,2002).

O cof-Flator entregava MI-E diretamente para as vias aéreas através de peça bucal, máscara, ou tubo endotraqueal. O cof-flator consiste de um compressor axial de 2 estágios que gradualmente inflava o pulmão por pressão positiva até 40 mmHg durante 2 segundos. A pressão no trato respiratório superior era então diminuída para 30-40 mmHg abaixo da pressão atmosférica em 0,02 segundos pela rápida abertura de uma válvula solenóide conectada a um ventilador de pressão negativa. A pressão de insuflação era independentemente ajustada pelo conforto e eficácia. A pressão negativa era mantida por 1-3 segundos ((Bach,2002).

Em 1954 Beck e Barach escreveram sobre o Cof-flator: “O resultado da exuflação por pressão negativa é feita através do alívio da dispnéia obstrutiva como resultado da imediata eliminação de grande quantidade de secreção purulenta e em um segundo momento a reversão das atelectasias após 12 horas de tratamento.” Embora vários estudos demonstrassem a eficácia, e nenhum feito lesivo maior, o cof-flator foi abandonado devido ao aumento do uso da TQT. Entretanto, pacientes que tiveram acesso ao cof-flator original mantiveram e usaram efetivamente quando necessário. Publicações médicas ocasionais continuaram a referir o uso efetivo, mesmo fazendo muito tempo que não era vendido (Bach, Smith e et al 1993; Bach 2002). Os pacientes sem o acesso do cof-flator, comumente realizavam air-stacking para insuflações máximas, usando ventiladores ou respiração glossofaríngea (RG), depois a exuflação das vias aéreas era feita usando aspiradores (Bach,2002).

Em fevereiro de 1993, um novo insuflador-exsufador mecânico (In-Exsufator, J.H. Emerson Co. Cambridge, MA) foi comercializado. O In-exsufator operava como o Cof-flator exceto pelo a ciclagem entre a pressão positiva e negativa deveria ser feita

manualmente. A ciclagem manual facilitava o cuidador do paciente a coordenar a inspiração e expiração com a insuflação e exuflação, porém isso também requeria uma mão adicional para realizar o trust abdominal. Depois, em 1995, um dispositivo com ciclagem automática começou a ser avaliado. Em 2001 ele foi chamado de Cough Assist (Bach,2002).



Figura 2.3 Aparelho comercializado atualmente para tosse mecanicamente assistida, Cough Assist.
Fonte: Cough Assist® Philips/Respironics

2.4.1 Introdução ao MI-E

O insuflador-exsuflador mecânico (Cough Assist, J. H. Emerson Co., Cambridge, MA) oferta profundas insuflações seguidas imediatamente de profundas exsuflações. A pressão de insuflação e de exuflação e o tempo de oferta são ajustados independentemente. A variação da pressão de insuflação para a exsuflação de +40 à -40 cmH₂O é a geralmente mais eficaz e de preferência da maioria dos pacientes. O início da insuflação gera um pico de fluxo insuflatório e uma insuflação pulmonar de mais de 2 litros. Um segundo nível de fluxo insuflatório ocorre quando a exsuflação termina e isto é devido a um fluxo reverso de ar como se o ar reentrasse no pulmão e o volume retornasse para a CRF. A exsuflação mecânica gera dois níveis de fluxo exsuflatório. Um ocorre quando a pressão de insuflação pára e é devido ao recolhimento elástico do pulmão. O segundo nível de fluxo, o maior deles, é causado pela própria pressão de exsuflação. Exceto após uma refeição, trusts abdominais são aplicados em conjunto à exsuflação. A MI-E pode ser realizada via máscara oro-nasal, peça bucal simples ou tubo de traqueostomia ou translaríngeo (Bach,2002).

O Cough Assist pode ser ciclado manualmente ou automaticamente. A ciclagem manual facilita o cuidador a coordenar a inspiração e a expiração com a

insuflação e a exuflação, porém requer a mão para realizar o trust abdominal, para segurar a máscara no paciente e ainda ciclar a máquina. Um tratamento consiste de cinco ciclos de MI-E ou MAC seguido por um curto período de respiração normal ou feito pelo ventilador, para evitar a hiperinsuflação. As pressões de insuflação e exuflação geralmente vão de +35 a +60 cmH₂O para -35 a +60 cmH₂O. A maioria dos pacientes utiliza pressões de 35-45 cmH₂O para insuflações e exsuflações. O tempo de insuflação e exuflação são ajustados pra gerar a máxima expansão torácica e o esvaziamento pulmonar, respectivamente. Em geral, 2-4 segundos são usados. Vários tratamentos são realizados em uma sessão ate que pare de se eliminar a secreção, e nenhum muco produza dessaturação da hemoglobina. O uso durante a infecção pulmonar pode ser tão freqüente quanto necessário com intervalo de pouco minutos, durante as infecções respiratórias. (Bach,2002).

É usado rotineiramente a MI-E via tubos translaríngeos ou de TQT em crianças com amiotrofia espinhal com menos de 1 ano. Bach et al utiliza de pressões de +35 a +70 para -35 a -70 mmH₂O através de um tubo pediátrico fino. A queda severa da pressão causada por um tubo fino pode não permitir a geração de um fluxo expiratório adequado. Entretanto, mesmo com essas pressões inadequadas, a secreção pode ser retirada normalizando a saturação. É necessário determinar como compensar essa queda de pressão através dos tubos finos.

Um estudo recente mensurou as relações fluxo-pressão através do tubo endotraqueal e TQT com diferentes diâmetros. Embora apenas pressões positivas tenham sido utilizadas e a exsuflação tenha sido criada pela queda da pressão positiva para negativa, a queda nas pressões e nos fluxos com um tubo estreito é comparável, se apenas pressões positivas e negativas tenham sido utilizadas. O fluxo subiu para 200L/min., apenas 1/3 do fluxo máximo liberado pelo MI-E. O fornecimento de 40cmH₂O de pressão de ar através de um tubo de TQT com um diâmetro de 8.5 mm resultou em um fluxo de 170 L/min, visto que a mesma pressão através de um tubo de 4.5mm (tamanho de um tubo de mini traqueostomia, 0.5mm menor que um tubo pequeno de adulto) resultou em um fluxo de 65L/min. A mesma pressão de 40 cmH₂O através de um tubo de 5mm resultou em apenas 70L/min e através de um tubo de 4.5mm apenas 55L/min. Devido os tubos infantis serem mais finos, a queda deve ser bem maior. Embora na via aérea do adulto, 160L/min mensurado na boca aparece como um nível crítico para a tosse eficaz, ninguém determinou

o nível crítico em crianças. Entretanto, baixos fluxos podem ser efetivos na via aérea de crianças pequenas devido a efetividade da tosse ser mais em função da velocidade do ar do que do fluxo (Bach,2002).

O uso da MI-E através das vias aéreas superiores podem ser eficazes para crianças mais novas que 11 meses. Alguns pacientes podem acostumar-se com a MI-E e permitir o uso eficaz parando de chorar ou de fechar a glote. Entre 2.5 e 5 anos, a maioria das crianças se torna hábil para cooperar e tossir de acordo com a MI-E (Bach,2002).

Seja através da via aérea superior ou através de tubos invasivos, a rotina de aspiração geralmente não atinge o brônquio esquerdo em 90% das vezes. A MI-E em compensação promove o mesmo fluxo de exuflação em ambos os brônquios sem o desconforto ou o trauma de vias aéreas devido à aspiração e pode ser eficaz quando a aspiração não pode ser utilizada. Os pacientes geralmente preferem a MI-E pelo conforto e eficácia e acham menos cansativo. A aspiração traqueal, seja através da via aérea superior ou de tubos invasivos, pode ser incomoda na maioria dos pacientes (Bach,2002).

2.4.2 A eficácia da insuflação-exuflação mecânica(MI-E)

A eficácia da MI-E foi demonstrada tanto em modelos com animais quanto em humanos. A geração de fluxo é adequada nas vias aéreas proximais e distais para eliminar efetivamente as secreções. Apesar de ter ocorrido algumas quedas de saturação de O₂ (dSpO₂) durante a MI-E, a capacidade vital, taxa de fluxo pulmonar e saturação anormal melhoraram imediatamente com a limpeza de secreções pelo MI-E. Um aumento na capacidade vital de 15-42% foi notado imediatamente após o tratamento em 67 pacientes com “dispnéia obstrutiva” e um aumento de 55% na capacidade vital foi notado após a MI-E em pacientes com doenças neuromusculares. Bach et al observaram a melhora de 15-400% (200-800 ml) na capacidade vital e normalização da saturação com o uso da MI-E em pacientes ventilador-assistidos com doença neuromuscular e infecções pulmonares. (Bach,2002).

Um aumento significativo no PCF também foi demonstrado com o uso da MI-E em pacientes com poliomielite, bronquiectasia, asma e enfisema pulmonar. O uso da MI-E através do tubo de TQT demonstrou ser eficaz para reverter atelectasias agudas associadas

à secreções produtivas nas vias aéreas; (Bach, Smith e et al; 1993) entretanto, foi notado que o PCF foi maior quando a MI-E foi aplicada pela máscara (Bach, Alba et al; 1992) Barach e Beck demonstraram melhoras clínicas e radiológicas em 92 dos 103 pacientes com infecção no trato respiratório superior com o uso do MI-E. Eram incluídos 72 pacientes com doença broncopulmonar e 27 com condições neuromusculares ou esqueléticas, incluindo a poliomielite (Bach, Smith, et al 1993.). A MI-E foi mais efetivo em condições Outro estudo reportou que a MI-E foi eficaz em comparação com a aspiração traqueal e outras técnicas de fisioterapia pulmonar (Bach,2002).

De acordo com Bach et al a MI-E permitiu a extubação de pacientes neuromusculares após anestesia geral apesar da falta de tolerância respiratória e subsequente manejo da ventilação não invasiva (VNI). A MI-E também permitiu que se evitasse a intubação ou que realizasse a extubação rapidamente em pacientes neuromusculares com falha respiratória aguda com nenhuma tolerância respiratória e grande quantidade de secreções devido à infecção pulmonar. Em um protocolo com tosse manualmente assistida, feedback pela oximetria e uso domiciliar de VNI, a MI-E diminuiu efetivamente as hospitalizações, as complicações respiratórias e a mortalidade em pacientes com doença neuromuscular. Isso pode não ser tão eficaz se o paciente não for suficientemente cooperativo para manter as vias aéreas abertas, se houver uma obstrução fixa nas vias aéreas superior ou inferior, ou se as vias aéreas colapsarem durante a exuflação não permitindo que o PCF exceda a 160 L/min em adultos. Estes problemas são mais comuns em pacientes com ELA bulbar avançada (Bach,2002).

2.4.3 Segurança da insuflação-exsuflação mecânica

Bach et al observaram que a aplicação de uma pressão negativa de 40-50 cmH₂O não apresenta qualquer efeito deletério nos tecidos pulmonares. Notaram também que como a pressão negativa aplicada nas vias aéreas é análoga à pressão positiva na superfície dos pulmões durante tosse normal, era improvável que essa pressão negativa poderia ser mais lesiva aos pulmões que o gradiente de pressão normal da tosse. Além disso, desde que foi reportado que o volume expiratório de primeiro segundo (VEF1) aumentava apenas após a MI-E, nenhuma obstrução de vias aéreas fixas é causada pelo

ciclo de exuflação da MI-E. Bickeerman não encontrou evidências de danos no parênquima, hemorragias, lesões alveolares, bolhas enfisematosas no pulmão de animais tratados com MI-E. Barach e Beck não reportaram sérias complicações em 103 pacientes tratados com mais de 2000 cursos de MI-E e nenhum paciente quando a MI-E era interrompida. Eles notaram que o aparecimento transitório inicial de muco com rajadas de sangue em poucos pacientes provavelmente originou da parede bronquial após o descolamento da secreção. Imediatamente após a eliminação inicial da secreção com rajadas de sangue, uma grande quantidade de secreção mucopurulenta foi eliminada indicando que “a obstrução da área atelectasiada tinha sido aliviada”. Em um estudo, 1 de 19 pacientes reclamou de náusea transitória associada com a iniciação da MI-E. A náusea passava com o uso contínuo (Bach, Smith, et al 1993) Pacientes com feridas no abdome ou tórax reportaram menos dor na ferida durante a MI-E do que na tosse espontânea. Nenhum incidente de aspiração de conteúdo gástrico foi relatado em humanos ou cães anestesiados. Nenhum relato de efeitos colaterais foi divulgado em mais de 6000 tratamentos em mais de 400 pacientes que utilizaram a MI-E e sofriam principalmente de doença pulmonar. Nenhuma publicação contradisse os relatos de eficácia ou descreveu complicações significantes da MI-E. Mesmo quando usado após cirurgia abdominal ou cirurgia extensa da parede torácica, nenhum rompimento das suturas foi notada. (Bach,2002).

Bach et al também não observaram sérias complicações da MI-E em milhares de aplicações em centenas de pacientes, a maioria deles com fraqueza neuromuscular, sendo vários com uso regular da MI-E por mais de 50 anos seguidos, desde o Cof-flator disponível desde 1952 ou o In-exsufletor disponível para comercialização desde 1993.

2.4.4 Fisiologia da insuflação-exsuflação mecânica

Os efeitos fisiológicos da MI-E tem sido estudados profundamente. A pressão venosa periférica, mensurada na veia cubital anterior, aumentou levemente durante a exuflação. Isto é relativo à 1/3 do aumento visto durante uma tosse normal. A pressão arterial aumentou em uma média de 8 mmHg na sistólica e 4 mmHg na diastólica. O pulso pode aumentar ou diminuir durante a MI-E, e as mudanças no ECG reflete a rotação do coração nos picos de volume inspiratório. O aumento na pressão intragástrica é de 26

mmHg durante o MI-E e 85 mmHg durante a tosse normal.⁸⁷ Com apenas a hiperinsuflação, a queda na débito cardíaco correlacionou com o aumento no volume corrente, porém não ao aumento no pico de pressão inspiratória, e o débito retornou aos valores basais com 15 minutos de recuperação. (Bach,2002).

Dayman encontrou, em pacientes com enfisema, a produção de altas pressões intratorácicas durante a fase de fechamento da glote na tosse não assistida e em seqüência a queda da pressão resultando em uma diferença de pressão maior ainda entre o alvéolo e o lumen do bronquíolo que em pessoas normais. O alto gradiente de pressão alvéolo-bronquial pode resultar em fechamento dos brônquios e obstrução do fluxo exalatório. O aparecimento do colapso traqueobronquial é muito maior durante a tosse do que a exuflação forçada. A tosse é assim, menos efetiva. Parte dos benefícios da MI-E para pacientes com DPOC é explicado pelo fato de altos fluxos expiratórios ocorrerem com baixas pressões intratorácicas. Foi sugerido que pacientes com DPOC ou doença pulmonar intrínseca grave devessem praticar MI-E passiva. (ex: eles devem deixar a via aérea aberta passivamente e não tentar tossir durante a exuflação) (Bach,2002).

3 METODOLOGIA

A Metodologia envolveu essencialmente três etapas distintas, a saber:

- Definição Geral do sistema a ser desenvolvido seguida de seu projeto;
- Montagem do Sistema;
- Avaliação qualitativa com verificação de funcionamento do sistema

3.1 Avaliação do Projeto do Sistema de Tosse Assistida

A meta a ser atingida no projeto mecânico era de se obter um sistema que produzisse as condições necessárias para promover a tosse eficaz, de acordo com a discussão anterior. Isto significava em outras palavras a produção de um sistema que fosse capaz de gerar um alto fluxo respiratório (vazão) de até 10L/s por meio da variação rápida de pressão positiva (40cmH₂O) para negativa (40cmH₂O) pela máscara facial ou bucal, simulando o mecanismo de tosse fisiológico.

Cabe acrescentar que, embora estes parâmetros sejam satisfatórios, como referência para o trabalho atual e provavelmente atendam a toda a faixa necessária de utilização clínica os dados sobre as condições que promovem a tosse eficaz são ainda incompletos e por vezes controversos. Considere-se ainda ser controversa a definição sobre valores médios e de pico, que por vezes introduzem demandas desnecessárias no projeto do equipamento. Optou-se, portanto por uma faixa mais ampla que deveria garantir uma operação satisfatória. Para tanto, foram consideradas diversas possibilidades.

Além disto, as seguintes características gerais deveriam ser observadas, isto é, o equipamento deveria apresentar:

1. Baixo custo de produção e operação
2. Facilidade de manutenção
3. Facilidade em se obter componentes de reposição e para compra inicial
4. Baixo nível de ruído
5. Portabilidade

6. Segurança para o paciente, na forma mais ampla possível (de assepsia, até risco de falha, que colocasse a vida do paciente em risco).
7. Possibilidade de utilização tanto em condição hospitalar (recursos especiais) como em residências (sem instalação específica).

Foram inicialmente consideradas três soluções gerais de projeto:

- a) Utilização de um sistema de duas câmeras, alimentados por uma bomba de vácuo e um compressor.
- b) Utilização de um sistema com bombeamento alternativo com câmeras de compressão e depressão;
- c) Utilização de um sistema semelhante ao b) com uso de compressores múlti-pistão, semelhante aquele utilizado em sistemas frigoríficos.
- d) Um sistema com compressão obtendo-se o sistema de pressão negativa com o uso de um ejetor.

Em um primeiro momento todos os sistemas acima apresentam vantagens e desvantagens. Isto está resumido na tabela seguinte. O sistema escolhido e desenvolvido está tratado em detalhe nos itens que se seguem (QUADRO. 3.1).

Quadro 3.1
Comparativo de soluções de projeto.

Solução	Características	Desvantagens	Obs:
a)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Boa eficiência na operação mecânica ▪ Conceito direto e aparentemente simples ▪ Boa segurança para o paciente ▪ Manutenção média 	<ul style="list-style-type: none"> Consumo elétrico mais alto ainda que se possa usar instalação domiciliar ▪ Instalação complexa ▪ Problemas com peças de reposição ▪ Tamanho maior ▪ Comprometimento de portabilidade 	
b)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Eficiência de projeto 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Custo médio 	Projeto

	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Eficiência de operação razoável ▪ Baixo peso ▪ Portabilidade ▪ Menor número de partes móveis que o anterior 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Custo da segurança para o paciente alto (para restringir carga direta no paciente) ▪ Conceito mecânico mais complexo com elemento básico gerando funções antagônicas ▪ Manutenção onerosa e complexa ▪ Dificuldade em se obter componentes 	interessante por sua eficiência apenas.
c)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Baixo Custo ▪ Sistema eficiente como um todo ▪ Projeto Simples ▪ Peso Médio ▪ Portabilidade Média 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Custo da segurança para o paciente alto (para restringir carga direta no paciente) ▪ Conceito mecânico mais complexo com elemento básico gerando funções antagônicas ▪ Manutenção onerosa e complexa 	Projeto interessante por sua eficiência apenas Obtenção de componentes dificuldade média
d)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Baixo Custo ▪ Boa portabilidade ▪ Excelente segurança para o paciente ▪ Baixíssima manutenção ▪ Peso médio 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Necessidade de uma fonte de ar comprimido externa ▪ Perda constante de ar comprimido, característica de todo sistema com ejetor. 	A melhor concepção. A única desvantagem pode ser contornada

	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Componentes móveis reduzidos 		sem maiores problemas
--	--	--	-----------------------

3.1.1 Sistema escolhido, solução d)

A fonte de ar comprimido não chega a ser uma grande dificuldade uma vez que um pequeno compressor amador pode ser colocado na residência e/ou em outro local desejado, pois pode operar de uma tomada convencional. Seu custo baixo viabiliza troca total e rápida em caso de falha por ser independente do equipamento. Um hospital tem sempre, é claro, pontos de ar comprimido e em estudos futuros a colocação direta do deste protótipo no ar comprimido hospitalar diminui o custo, pois este ar já é respirável e não precisa assim de tratamento, podendo ser retirado os filtros de tratamento de ar e a dimensão com a diminuição de peças.

A separação da fonte geradora de ar tem ainda como vantagem, viabilizar a separação física, com o intuito de se reduzir ruído e calor e aumentar-se a segurança para o paciente.

3.2 Montagem do Sistema

Este sistema (produzido e montado com o suporte da empresa Acser Automação Comércio e Serviços Ltda e com suporte do sr. Heiser Cardoso).é alimentado por um sistema pneumático convencional, sendo sua saída condicionada com o uso de uma série de dispositivos pneumáticos, tomando-se cuidado de garantir condições de assepsia e segurança ao paciente. Abaixo este sistema é apresentado em forma de diagrama de sistema pneumático (norma ABNT) (FIG 3.1a) e diagrama de blocos (FIG 3.1 b)

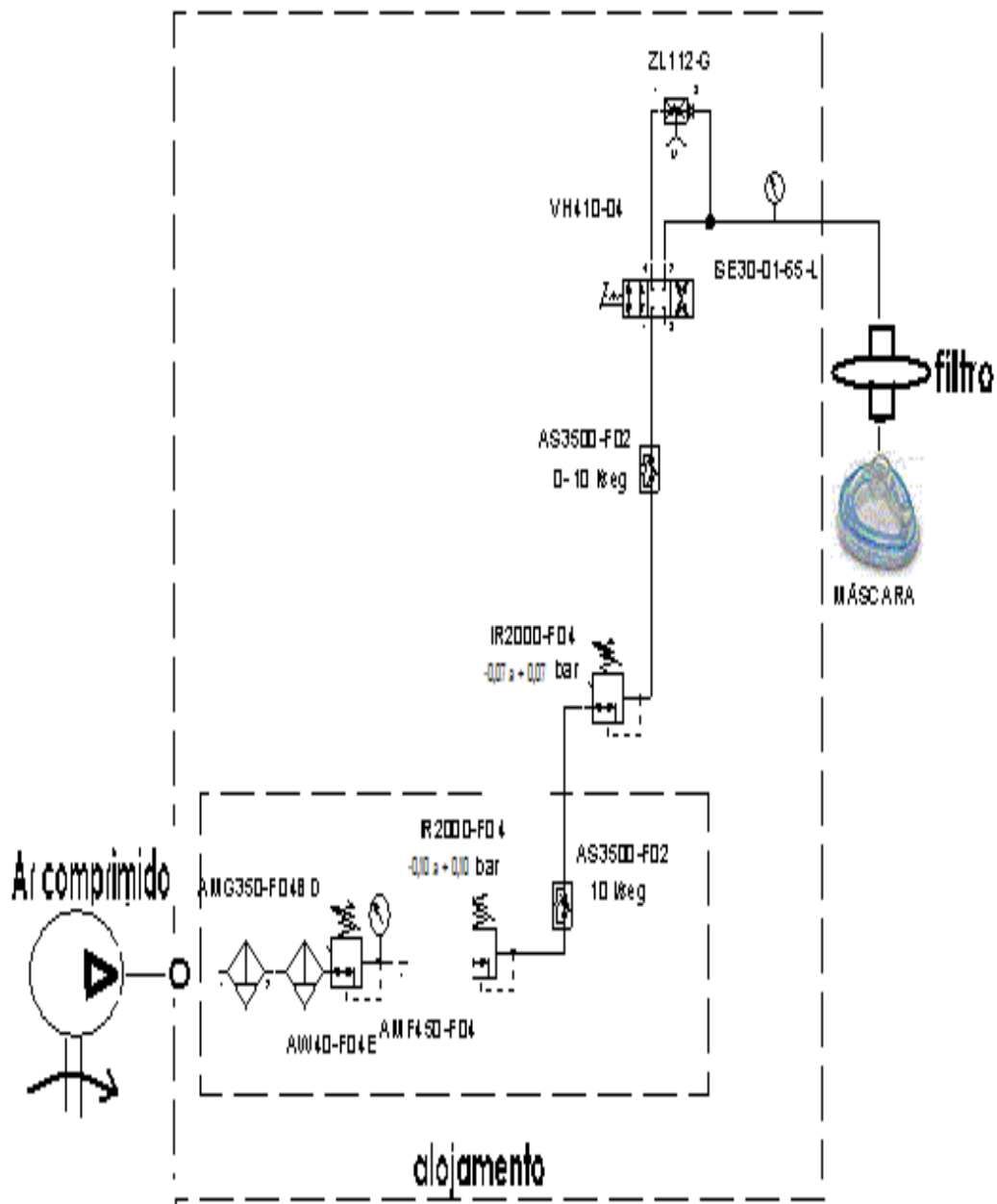


Figura 3.1 a) Diagrama pneumático do dispositivo.

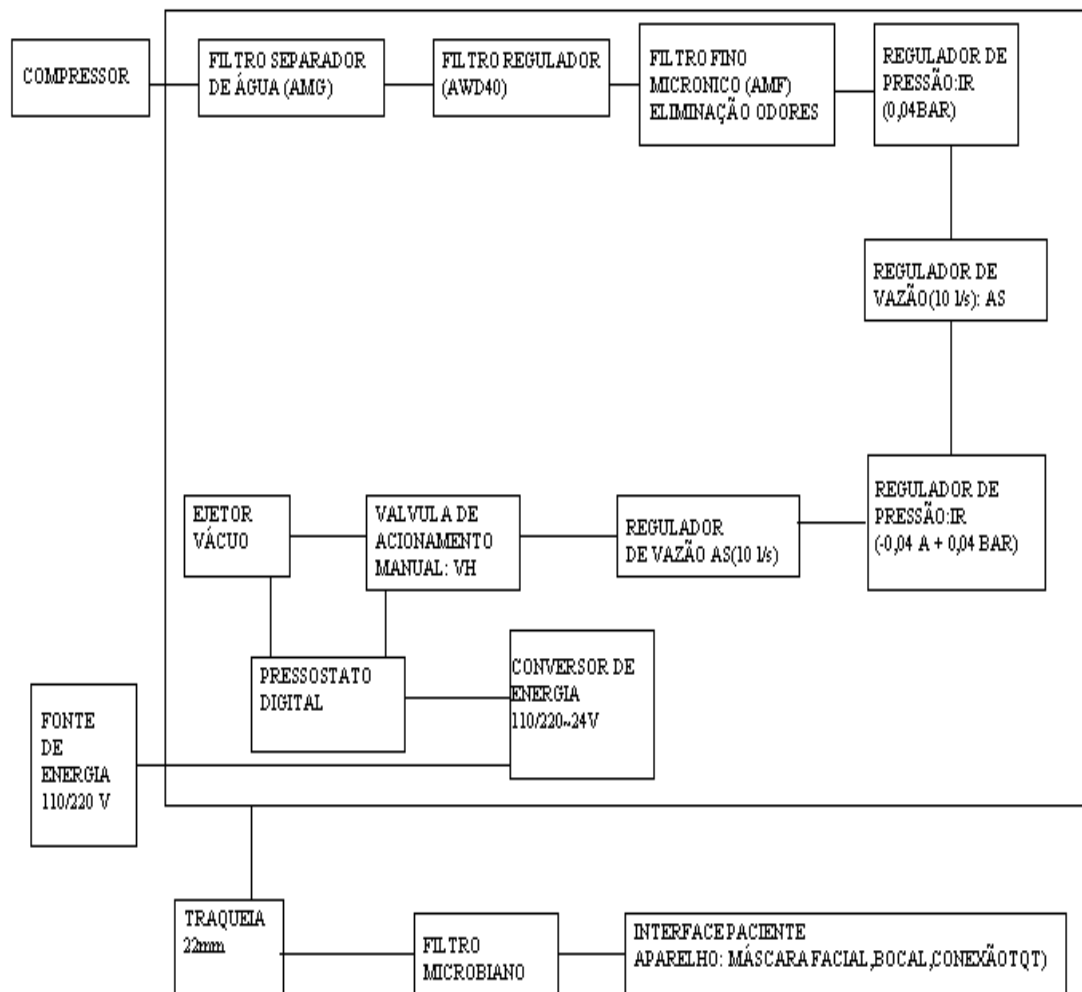


Figura 3.1 b) Diagrama de blocos

As fotos que se seguem mostram a localização física dos componentes e permitem visualizar detalhes de ergonomia.

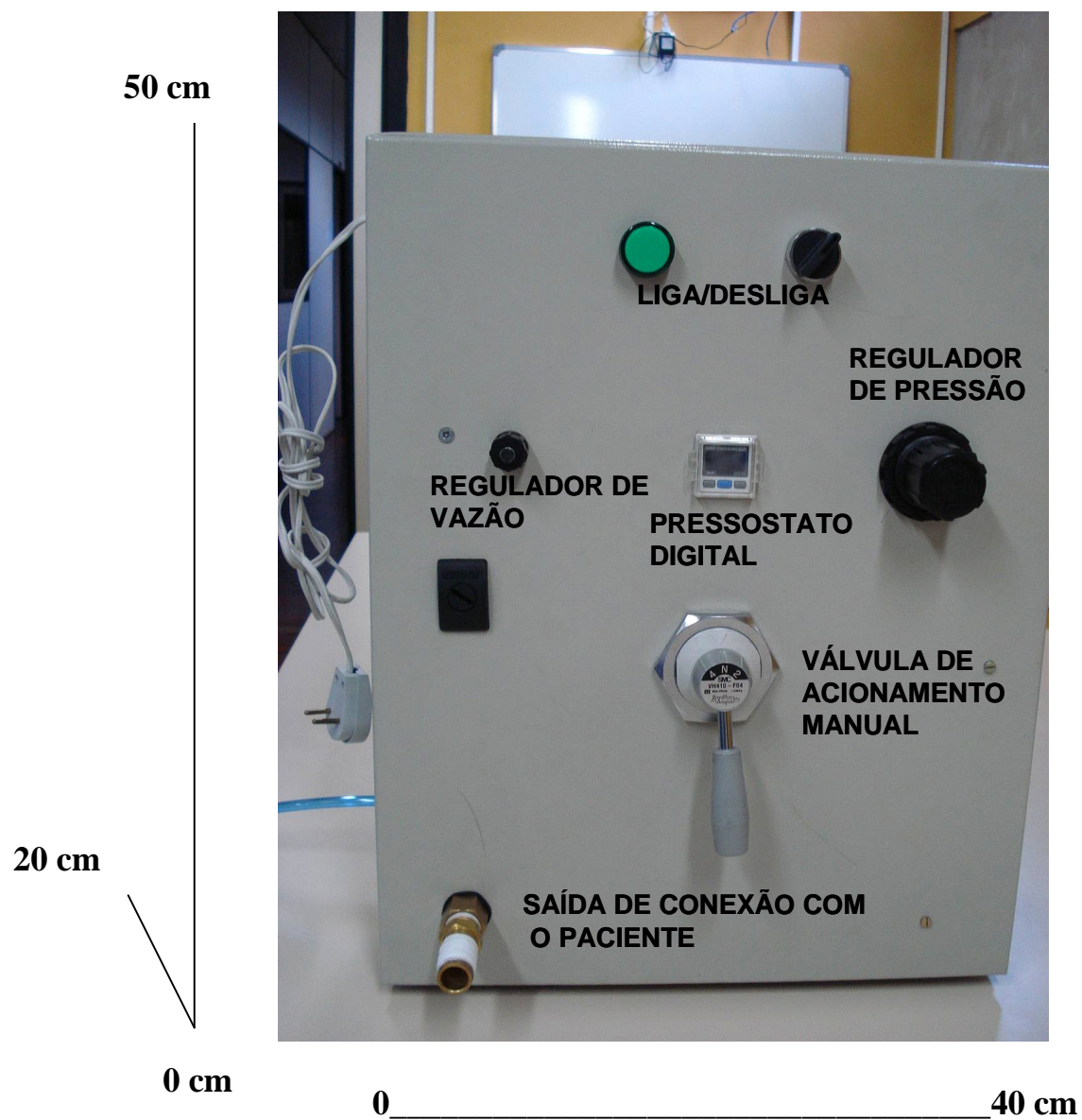


Figura 3.2 Foto do projeto de insuflação e exsuflação mecânica.



Figura. 3.3 Foto interna do projeto de insuflação e exsuflação mecânica.

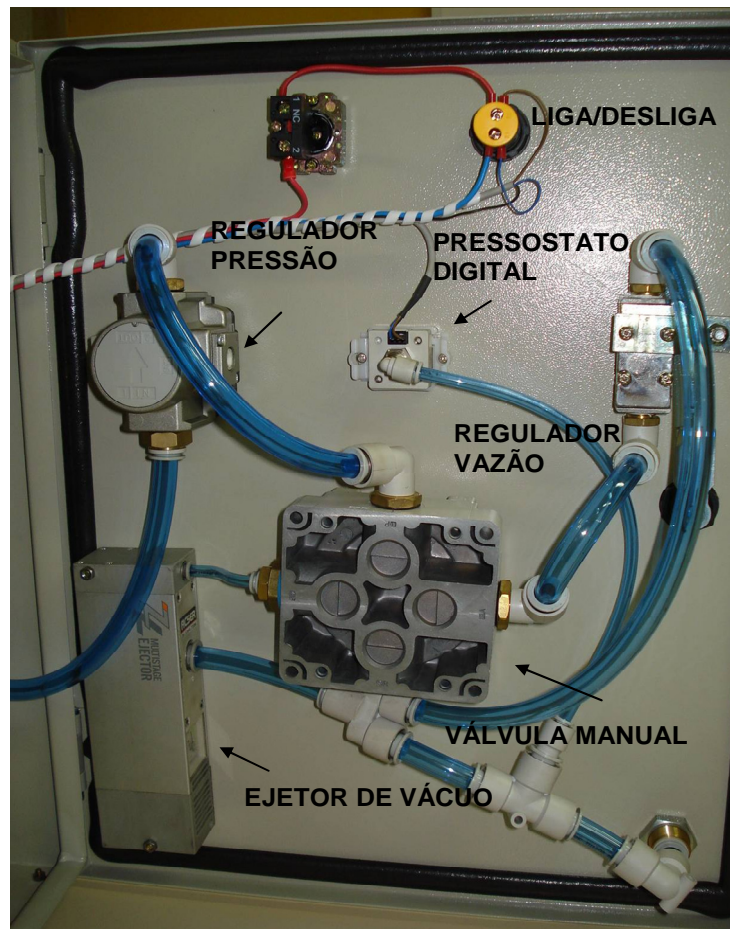


Figura. 3.4 Foto interna do projeto de insuflação e exsuflação mecânica.

3.2.1 Fonte de ar comprimido

O ar comprimido utilizado para fins terapêuticos deve ser isento de óleo e de água, desodorizado em filtros especiais e gerado por compressor com selo d'água, de membrana ou de pistão com lubrificação a seco. No caso de utilização de compressores lubrificados a óleo, é necessário um sistema de tratamento para a retirada do óleo e de odores do ar comprimido. A qualidade do ar respirável corresponde ao Padrão ABNT – NBR 12543 indicado para respiradores (ANEXO A).

O ar medicinal deve ser produzido de acordo com os limites máximos de poluentes toleráveis apresentados na tabela abaixo:

Tabela 3.1
Especificações dos limites máximos de poluentes toleráveis no ar comprimido medicinal

Substâncias	Quantidade
N ₂	Balanço
O ₂	20,9%
CO	5 ppm max.
CO ₂	350 ppm max.
SO ₂	0,016 ppm Max
NO _x :	0,0255 ppm max.
Óleo/partículas sólidas:	0,1 mg/m ³

Fonte: ANVISA,2002.

Qualquer compressor pode ser utilizado para suprir o sistema desde que este esteja de acordo com os dados citados acima e apresente a possibilidade de pressão de 0,04 bar e vazão de até 10 l/s que são necessários para o uso terapêutico do aparelho.

3.2.2 Filtro separador de água: AMG 350-F04BD(SMC)

Este filtro foi acoplado no sistema com o objetivo de eliminar as gotículas de águas condensadas na linha de ar. A série AMG de acordo com o fabricante SMC remove 99% de toda a água na linha de ar. Este aparelho é fornecido com dreno automático padrão (FIG 3.5). Especificações técnicas em anexo (anexo C).



Figura 3.5 Ilustração do filtro AMG

Fonte: Cedido pela empresa ACSER-AUTOMAÇÃO.

3.2.3 Filtro regulador AW40-F04E(SMC)

A Série AWD40-F04E é um conjunto composto por um filtro regulador (manômetro embutido e apresentando indicador de limite de pressão) com um filtro sub-micrónico integrados para permitirem os melhores resultados em aplicações que envolvem operações de ar limpo. (Índice nominal de filtragem: $0.01 \mu\text{m}$ - dimensão de 95% das partículas filtradas (FIG 3.6). Especificações técnicas em anexo (anexo D).



Figura 3.6 Ilustração do filtro AW40

Fonte: Cedido pela empresa ACSER-AUTOMAÇÃO.

3.2.4 Filtro de eliminação de odores AMF(SMC)

O filtro AMF foi acoplado ao sistema para eliminar os odores através de um elemento filtrante à base de carvão ativo. O cartucho consta de 13 camadas de carvão, em vez das duas usualmente utilizadas. Estas unidades foram projetadas para utilização, principalmente, nas indústrias de alimentação, farmacêuticas, sistemas de ventilação e em aplicações onde os odores devem ser eliminados (FIG 3.7). Especificações técnicas em anexo (anexo E).



Figura 3.7 Ilustração do filtro AMF

Fonte: Cedido pela empresa ACSER-AUTOMAÇÃO.

3.2.5 Regulador de pressão de precisão IR2000-F04 (SMC)

Usado para regular a pressão do sistema pneumático. Num primeiro momento foi colocado o regulador para manter a pressão máxima de 0,10 bar. Este regulador tem como objetivo proporcionar um sistema de segurança para o paciente já que esta pressão não irá ultrapassar a predeterminada (0,10bar). Esta predeterminação é feita somente pelo fabricante ou uma pessoa autorizada. Num segundo momento o outro regulador varia de - 0,07 a +0,07 bar para que possa regular a pressão ideal para o tratamento definido para aquele paciente. Estas pressões estão de acordo com a apresentada na literatura como pressão que obtiveram resultado positivo durante o tratamento de tosse mecanicamente assistida sem risco para o paciente (FIG 3.8). Especificações técnicas em anexo (anexo F).



Figura 3.8 Regulador de pressão IR 2000-F04

Fonte: Cedido pela empresa ACSER-AUTOMAÇÃO.

3.2.6 Regulador de vazão(fluxo) AS3500-F02 (SMC)

O regulador de vazão também foi disposto em dois momentos igualmente o regulador de pressão. Primeiramente foi colocado como dispositivo de segurança tendo como resultado uma vazão máxima de 10 l/s e com possível alteração somente por uma pessoa autorizada e posteriormente outro com regulagem para o tratamento indicado para o paciente. Os estudos presentes na literatura até o momento não apresentam uma vazão específica, somente citam uma vazão mínima de 3 l/s e uma máxima de 10 l/s como apropriadas (FIG 3.9). Especificações técnicas em anexo (anexo G)



Figura 3.9 Ilustração do regulador de vazão AS

Fonte: Cedido pela empresa ACSER-AUTOMAÇÃO.

3.2.7 Válvula de acionamento manual VH410-04 (SMC)

A válvula de acionamento manual possui 3 posições: pressão positiva (desviada para direita), desligada (no meio), pressão negativa (desviada para esquerda). Sendo assim é possível controlar manualmente o momento adequado para cada pressão de acordo com o princípio da tosse mecanicamente assistida (FIG 3.10). Especificações técnicas em anexo (anexo H).



Figura 3.10 Ilustração da válvula de acionamento VH

Fonte: Cedido pela empresa ACSER-AUTOMAÇÃO.

3.2.8 Ejetor de vácuo ZL112-G (SMC)

Em alguns dos geradores de vácuo podem ser acoplados sensores de vácuo, silenciadores e filtros, de forma que é possível gerar o vácuo, confirmar a presença da peça e evitar que as impurezas contidas no ar passem para o sistema de vácuo prejudicando seu funcionamento. Este conjunto completo que configura todo um sistema de vácuo, é também chamado de módulo de geração (ou ejedor) de vácuo. Porém, seja elétrico, totalmente pneumático ou multi-estágios o princípio de funcionamento, já descrito na revisão bibliográfica, da geração de vácuo é o mesmo para todos os modelos. O que os difere é a vazão de sucção de cada modelo. O ZL112-G foi escolhido por ter a vazão de sucção compatível com a necessária para o tratamento. (FIG.3.11). Especificações técnicas em anexo (anexo I).



Figura 3.11: Ilustração do ejedor de vácuo ZL

Fonte: Cedido pela empresa ACSER-AUTOMAÇÃO.

3.2.9 Pressostato digital de precisão ISE30-01-65-L(SMC)

É utilizado para medir e informar a pressão operacional. O Fisioterapeuta ou a pessoa responsável através do pressostato visualiza a pressão positiva e negativa necessária para o tratamento. Este apresenta ainda a possibilidade de manter a pressão positiva de vermelho e a negativa de verde (ou vice-versa, como desejar) proporcionando um melhor feedback para o terapeuta (FIG.3.12).Especificações técnicas em anexo.



Figura 3.12 Ilustração do pressostato digital

Fonte: Cedido pela empresa ACSER-AUTOMAÇÃO.

3.3 Circuito que interliga o protótipo ao paciente

3.3.1 Tubo de respiração (Traquéia)

Tubo flexível com diâmetro interno de 22mm e com 1 metro de comprimento.(FIG. 3.13). Facilmente encontrada nas lojas que comercializam materiais médicos.



Figura 3.13: Ilustração do tubo de respiração (traquéia)

Fonte: Traquéia De PVC 22mm x 120cm - Protec

3.3.2 Filtro bacteriano/viral

Usado para diminuir riscos de infecções do trato respiratório e contaminação do sistema interno.(FIG.3.14) Facilmente encontrada nas lojas que comercializam materiais médicos.



Figura 3.14: Ilustração do filtro bacteriano/viral
Fonte: Arquivo pessoal

3.3.3 Interface

A interface do paciente dependerá das condições que o mesmo se encontra. Se o paciente estiver traqueostomizado ou entubado usará uma conexão para ligar o tubo respiratório a traqueostomia (TQT) (FIG.3.15a). Para pacientes sem TQT é usada uma máscara normalmente de silicone, pois protege a pele e é mais confortável. A máscara varia de tamanho de acordo com a idade e tamanho do indivíduo. (FIG.3.15b)



Figura 3.15a Ilustração da conexão para uso do sistema em paciente com TQT



Figura 3.15b: Ilustração das máscaras para interface
Fonte: Máscara paraambu Silicone universa

3.4 Avaliação do Sistema Desenvolvido

Na última etapa da Metodologia foi realizada uma verificação funcional do equipamento fabricado. Para tanto o sistema foi instalado no CPH-UFMG, local escolhido pela disponibilidade de equipamento de medição.

Na primeira etapa foi feita uma avaliação qualitativa visual, com auxílio de um pulmão de teste adulto (500ml) para se verificar se as faixas eram atingidas visualmente, utilizando-se a experiência obtida em trabalho clínico e estudo comparativo com máquina industrialmente produzida e compatível com o caso.

Na segunda etapa o sistema foi medido com sistemas que permitem leitura dinâmica e instantânea de pressão, tendo sido utilizado novamente o pulmão artificial para que o sistema operasse com carga.

Os resultados desta segunda fase estão apresentados no texto que se segue.

4 RESULTADOS

4.1 Medição e Verificação do Funcionamento

Para a verificação das faixas de funcionamento foi utilizado um transdutor de pressão da marca SALCAS (Modelo: TP/ST 18 ;Faixa: -1,0 a + 1,1 bar;Alimentação 10 a 30 V DC;Saída: 4 a 20 mA) conectado logo a entrada da mangueira de saída da máscara Os dados de saída foram lidos com um sistema de aquisição (placa de aquisição de dados da National Instruments, modelo: PXI-1042). Futilizou-se um programa no ambiente LABView previamente desenvolvido em outro projeto mas adequado por ter sido desenvolvido para o mesmo tipo de transdutor.

Foi feita uma rápida calibração inicial com dados da pressão de referência (igual a ambiente) para se corrigir os desvios da instrumentação.

A leitura da vazão foi apenas estimada por comparação, verificando-se que o sistema conseguia encher e esvaziar o pulmão artificial. A leitura instantânea requerida da vazão demandaria um sistema de medição de vazão de alta velocidade não disponível. Foi medida a pressão em função do tempo apresentada nos gráficos seguintes:

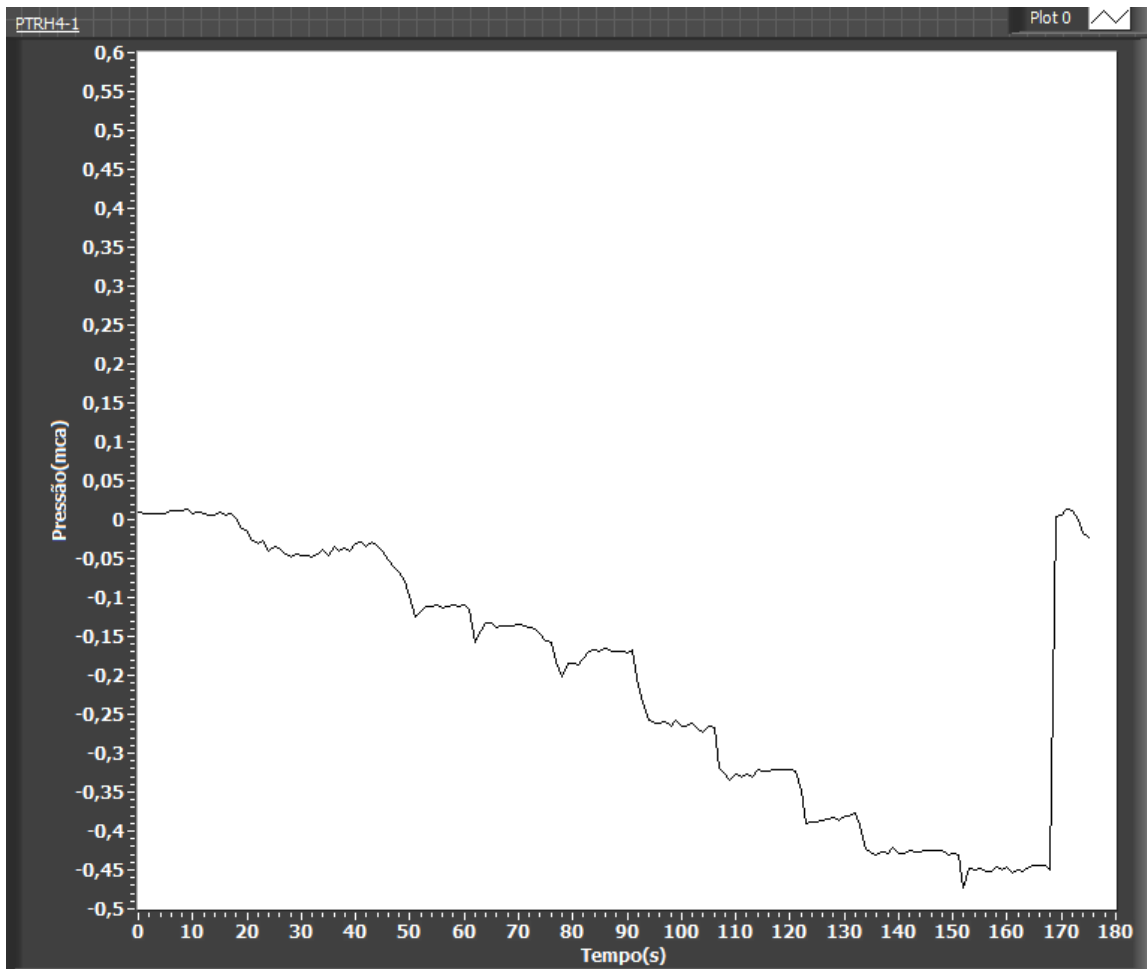


Gráfico 4.1 Variação da pressão negativa.

O gráfico 4.1 demonstra a variação da pressão negativa em relação a um tempo estipulado de aproximadamente de 10 segundos para cada pressão estipulada no aparelho desenvolvido neste estudo por meio do medidor de pressão digital interno. Os valores variaram de - 0,10 a 0 bar

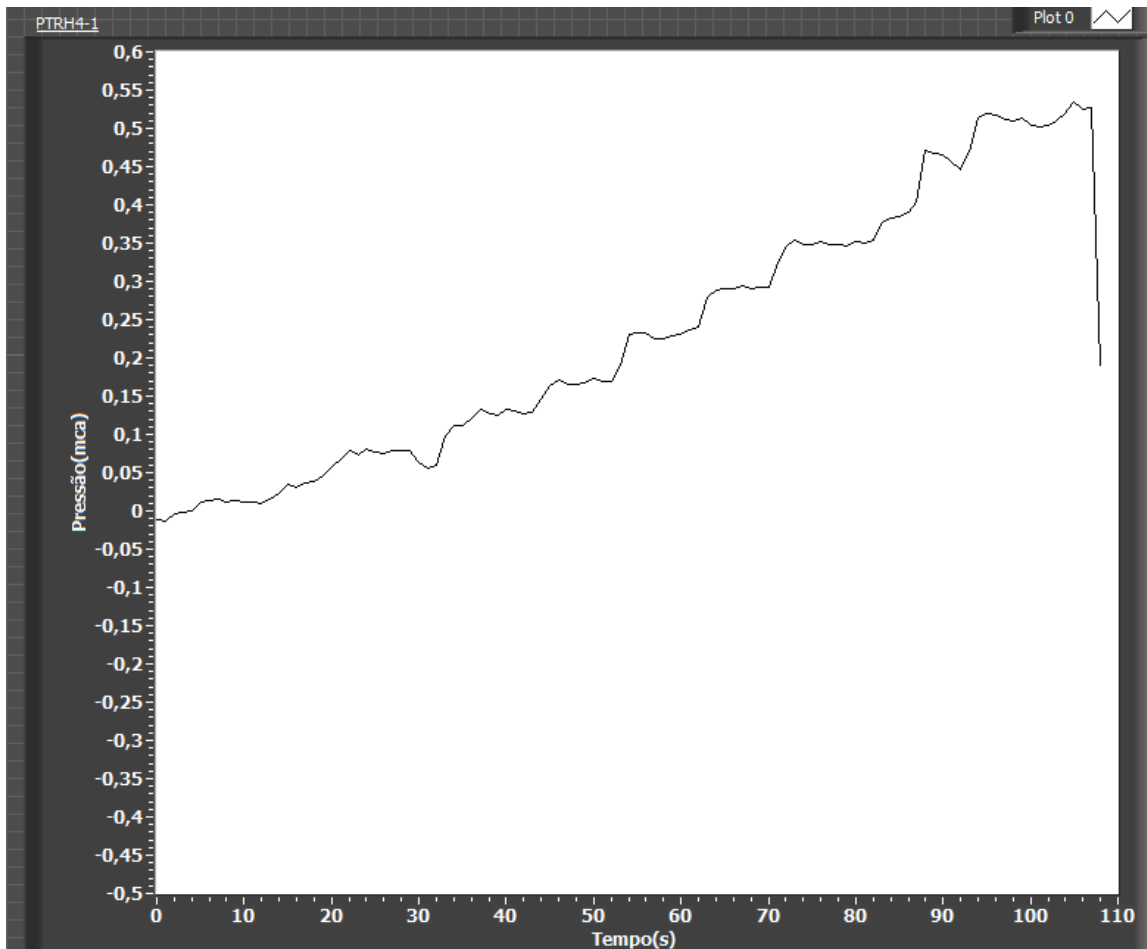


Gráfico 4.2 Variação da pressão positiva.

Já o gráfico 4.2 demonstra a variação da pressão positiva em relação a um tempo estipulado de aproximadamente de 10 segundos para cada pressão estipulada no aparelho desenvolvido neste estudo através do seu pressostato digital interno. Os valores variaram de - 0,10 a 0 bar (0; -0,01;-0,02;-0,03;-0,04;-0,05;-0,06;-0,07;-0,08;-0,09;0,10).

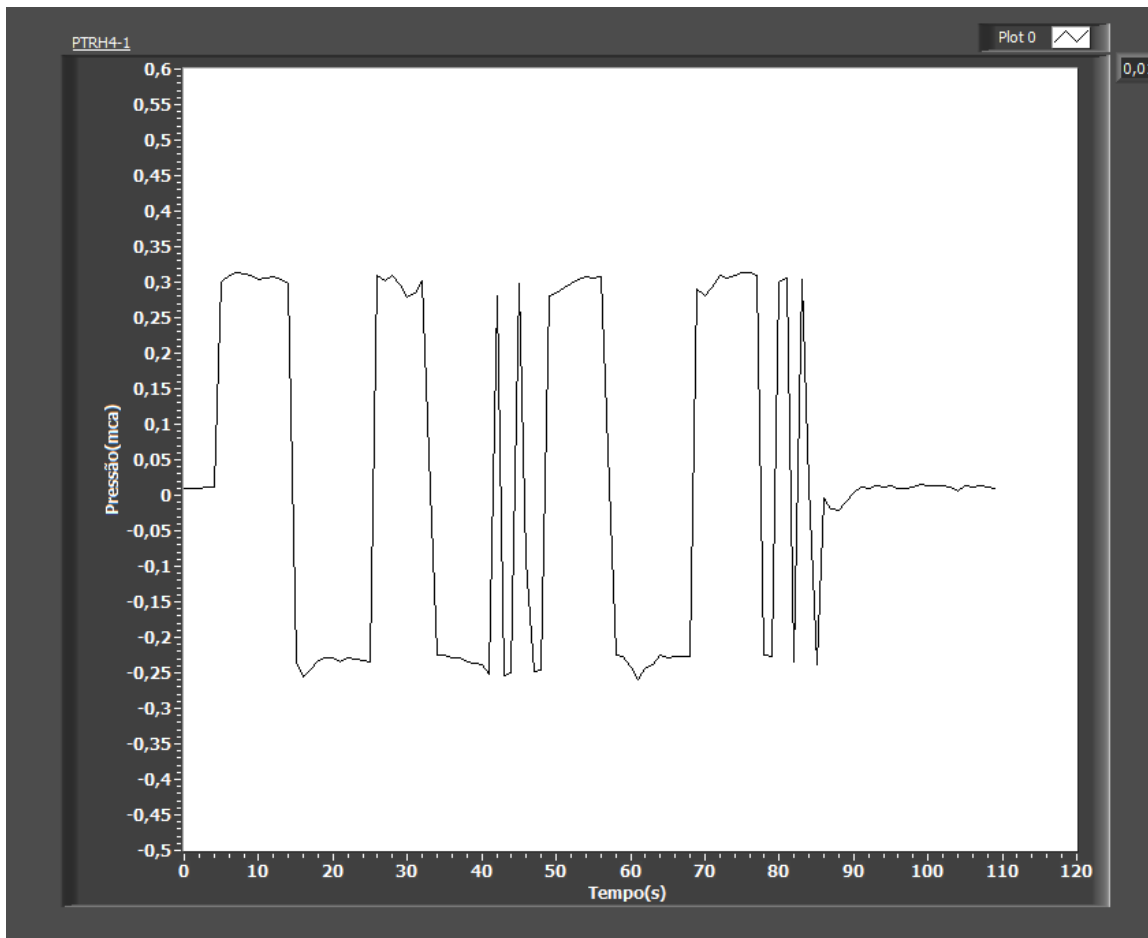


Gráfico 4.3 Variação da pressão negativa e positiva.

O gráfico 4.3 mostra a variação da pressão positiva e negativa primeiramente com intervalo de 10 segundos em seguida variação rápida da pressão positiva para negativa (2 segundos).

Através do pressostato externo (SALCAS) neste teste a pressão atingiu os valores positivos e negativos usado pela literatura para tratamento de pacientes com tosse ineficaz e foi visualizada a variação rápida da pressão positiva para negativa essencial para a eficácia do tratamento.

5 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo criar um protótipo capaz de fornecer uma variação rápida da pressão positiva para negativa. O projeto foi desenvolvido em conjunto com a equipe da empresa Acser Automação Comércio e serviços LTDA.

Os dados obtidos através da medição do transdutor de pressão mostram que o aparelho conseguiu atingir as pressões compatíveis com as da literatura, mantendo uma variação rápida da pressão positiva para negativa. A maioria dos pacientes utiliza pressões de 35-45 cmH₂O para insuflações e exuflações. Em estudo recente Bach usou pressões de -70 a +70 cmH₂O devido ao menor calibre de tubo endotraqueal usado em pediatria.

O tempo de insuflação e exuflação são ajustados pra gerar a máxima expansão torácica e o esvaziamento pulmonar, respectivamente. Em geral, 2-4 segundos. De acordo com a leitura de pressão feita pelo transdutor foi demonstrado que o protótipo realiza rápida variação de pressão positiva para negativa atingindo os valores de 2-4 segundos usados na literatura.

O projeto deste estudo apresenta algumas limitações ao ser construído com peças industriais, sendo necessário uma regulagem mais sensível para que seja comercializado. É necessário ainda um estudo mais específico da relação da pressão com a vazão deste equipamento.

A intenção inicial de se fazer uma modelagem de Mecânica dos Fluidos da montagem foi posteriormente descartada pelos seguintes motivos:

01) a carga ao final da linha não é suficientemente conhecida para permitir este tipo de análise. Mesmo no sistema respiratório saudável que é mais estudado ainda apresenta incertezas grandes com relação à carga fluídica proporcionada pelos alvéolos, o que por se si só já justificaria um trabalho específico de pesquisa.

02) os componentes foram aproveitados de instalações industriais e, portanto superdimensionados, acredita-se ser necessário uma melhor análise para o produto final, já para produção em escala maior.

O custo do aparelho foi reduzido com este protótipo a 70% do aparelho comercializado, porém o aparelho comercializado encontra-se mais leve do que o

desenvolvido por este estudo. Com o desenvolvimento de peças específicas para este protótipo este tem condições de ter suas dimensões reduzidas, tornando-o mais competitivo em relação ao produto já existente. O protótipo apresentou maiores dimensões principalmente devido aos filtros usados para tratamento do ar comprimido, estes podem ser retirados com uso de um compressor que já apresente este tratamento internamente ou usado diretamente com o ar comprimido tratado da tubulação hospitalar.

Este estudo demonstra a importância da interação da engenharia mecânica com a área da saúde para aperfeiçoar os tratamentos fornecidos pelos profissionais e intensificar a produção nacional de aparelhos desta área. A utilização de produtos nacionais facilita a manutenção e diminui o custo de aquisição.

Uma tosse normal requer uma insuflação inicial de cerca de 85 a 90% da capacidade pulmonar total. O pico normal de fluxo de tosse oscila entre 6 e 17 l/seg. A musculatura expiratória de pacientes com doenças neuromusculares frequentemente não tem poder para criação de um fluxo adequado para a expulsão das secreções. Pacientes com pico de fluxo de tosse menor que 160 l/min não possuem fluxo adequado para remoção de secreções e necessitam auxílio para viabilizar esta função. (Bach,2000)

O comprometimento da força da musculatura respiratória pode ocorrer em várias doenças dos nervos e dos músculos, prejudicando a eficiência da tosse. No estado atual da terapêutica disponível no Brasil para estes doentes, pode-se dizer que a morbidade e mortalidade nestes indivíduos está mais associada ao fato de que eles tosse mal do que de que ventitam mal (Paschoal,2007).

É importante salientar que só existe um aparelho comercializado no momento e que este estudo é pioneiro em tentar criar um protótipo nacional para atender inúmeros pacientes que apresenta um mecanismo de tosse ineficaz. Mesmo apresentando algumas limitações este estudo é de suma importância para que sejam realizadas mais pesquisas na produção de um aparelho nacional de baixo custo para realizar a tosse mecanicamente assistida. Na atual realidade que a saúde do país se encontra, adquirir aparelhos fabricados somente no exterior aumenta significativamente o custo do tratamento de pacientes com uma tosse ineficaz, sendo de grande valia estudos que tem como intuito encontrar possibilidades para produção nacional.

6 CONCLUSÕES

No presente estudo foi construído um protótipo que proporciona uma variação suficientemente rápida da pressão positiva para a pressão negativa para provocar uma tosse dentro dos valores encontrados na literatura. A principal diferença significativa do aparelho já existente em relação ao protótipo do estudo é que este foi produzido através de um sistema pneumático.

Só existe um aparelho comercializado até o momento e este estudo é pioneiro em tentar criar um protótipo nacional para atender uma grande sociedade que se beneficiará da tosse mecanicamente assistida.

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O presente estudo ainda apresenta algumas limitações principalmente por ser o primeiro aparelho de tosse mecanicamente assistida construído no departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Belo Horizonte. Como o aparelho foi desenvolvido através de peças industriais já existentes no mercado são necessários estudos adicionais para aprimoramento do aparelho desenvolvido. Dentro dos trabalhos futuros a serem desenvolvidos estão:

1. Aperfeiçoamento da regulação da pressão.
2. Estudos dos comportamentos da vazão e da pressão.
3. Verificação metrológica do aparelho.
4. Realizar a validade concorrente com o aparelho já existente no mercado.
5. Planejamento e realização de testes clínicos
6. Estudar a possibilidade de uso direto com a rede de ar comprimido hospitalar.

**“MECHANICAL DEVICE WHICH PROMOTES PULMONARY INSUFFLATION
AND EXSUFFLATION”**

ABSTRACT

The cough is an important means of pulmonary defense as we are led to pathological situations, with progressive accumulation of secretion in the tracheobronchial tree. Patients with neuromuscular pathologies are prone to recurrent infections in the respiratory system due to the excessive and permanent accumulation of secretion (mucociliary clearance inefficiency) resulting from the deficiency of the coughing mechanism and from the inability to keep an adequate pulmonary volume. Patients having trouble with mucociliary clearance need respiratory physiotherapy which consists of manual or mechanical techniques that help the pulmonary mechanism, aiming at an effectual cough and an adequate pulmonary volume. There are patient-supportive procedures which are meant to help patients while they cough, and such cough is assisted manually and mechanically. Among those procedures, one that promotes the best results in patients with ineffectual cough makes use of a mechanical system that favors the maximum insufflation movement, followed by exsufflation, allowing mechanically-assisted cough. Its widely proven efficiency aside, the only device existing on the market is imported and has a high price, thus making it harder for patients to have access to it. Within that context there was the need to design a device to mechanically assist the cough. We show here the development of a mechanical device capable of generating high respiratory flow (outflow) of up to $10^{-1} \text{ m}^3 / \text{s}$ through fast variation of positive pressure of up to $7 \times 10^4 \text{ Pa}$ to a negative pressure of up to $-7 \times 10^4 \text{ Pa}$, according to literature, through the face or the mouth, simulating the mechanism of coughing. This system is fed by a conventional pneumatic system, its exit being conditioned to a series of pneumatic devices, making sure of the use of an aseptic environment and observing the safety of the patient. The prototype reached the positive and negative levels of pressure used by literature for the treatment of patients with ineffectual coughing, and a fast variation of positive pressure to negative could be observed, which is essential to the treatment's efficiency.

Key words: mechanical assisted cough, pulmonary in-exsufflation, pneumatic medical systems and pneumatic system.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Agência Nacional De Vigilância Sanitária (Anvisa): Resolução RDC nº 50, de 21 de fevereiro de 2002(Versão consolidada pela GGTES0” Publicação: D.O.U.- Diário oficial da União; Poder Executivo,de 20 março de 2002. <http://e-legis.anvisa.gov.br/leisref/public/showAct.php?id=25622&word=#>)
2. Anderson JL, Hasney KM, Beaumont NE: Systematic Review of Techniques to Enhance Peak Cough Flow and Maintain Vital Capacity in Neuromuscular Disease: The case for Mechanical Insufflation- Exsufflation. *Physical Therapy Reviews* 10: 25-33, 2005.
3. Amico RD: Fundamentos da Pneumática. SMC Pneumáticos do Brasil. 2003.
4. Amico RD: Sistemas de Vácuo. SMC Infotech. 2003.
5. Amico RD: Filtros de Ar. SMC Infotech. 2004.
6. Andrade CR: Abordagem respiratória das crianças e adolescentes com doenças neuromusculares.Textos científicos Sociedade Mineira de Pediatria. www.smp.org.br. Publicado na Internet em 15/10/2004.
7. ATS Consensus Statement: Respiratory Care of the Patient with Duchenne Muscular Dystrophy. *Am J Respi Crit Care Med*170: 456-465, 2004.
8. Bach JR: Mechanical exsufflation, noninvasive ventilation and strategies for pulmonary rehabilitation and sleep disordered breathing. *Bull N Y Acad Med.* 68: 321-340, 1992.
9. Bach JR, Smith WH, Michael SJ: Airway secretion clearance by mechanical exsufflation for post-poliomyelitis ventilator assisted individuals. *Arch Phys Med Rehabil.* 74:170-177,1993.
10. Bach JR, Alba AS, Saporito LR: Intermittent positive pressure ventilation via the mouth as an alternative to tracheostomy for 257 ventilator users. *Chest* 103:174-182,1993.
11. Bach JR: Noninvasive Mechanical Ventilation. *Hanley&Belfus,Inc.* Philadelphia 7:153,2002.

12. Campos S. Desenvolvimento de um sistema para controle da pressão de vácuo em equipamentos de aspiração de secreções de vias aéreas. Dissertação nº 265, UFMG-DEMEC, 2006.
13. Chatwin M, Ross E, Hart N, Nickol AH, Plkey MI and Simonds AK: Cough Aumentation with Mechanical Insufflation – Exsufflation in Patients with Neuromuscular Weakness. *Eur Respir J.*21:502-508, 2003.
14. Craven DE, Steger KA, Laforce FM: *Pneumonia. Hospital infections.* 4. ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, Cap. 32: 487-513, 1998.
15. COFFITO. Legislação. Resoluções. Resolução n. 80 de 09 de Maio de 1987. Disponível em www.coffito.org.br/publicacoes/pub_view.asp?cod=953&psecao=9
Acesso em: 10 Fev 2008.
16. Fauroux B ,Guillemot N,Aubertin G,Nathan N,Labit A,Clément A and Lofaso F: Physiologic Benefits of Mechanical Insufflation – Exsufflation in children with Neuromuscular Diseases. *Chest.*133: 1 January,2008.
17. ISO 8573-1 http://www.metalplan.com.br/iso_pdf.asp
18. Langer AL: Manuseios nas situações de rotina e emergências. Associação Brasileira de Distrofia Muscular. www.abdim.org.br/dg_emergencia.php.
19. Langenderfer B: Alternatives to percussion and postural drainage: a review of mucus clearance therapies: percussion and postural drainage, autogenic drainage, positive expiratory pressure, flutter valve, intrapulmonary percussive ventilation, and high-frequency chest compression with the Therapy vest. *J Cadiopulm Rehabil.*18(4):283-9,1998.
20. Leblanc C, Mckim DA: Mechanical Insufflation-Exsufflation for Paralytic/ Restrictive Disorders. *Respiratory Therapy Policy and Procedure, The Ottawa Hospital:* June 2005.
21. Manual de ar comprimido; www.metaplan.com.br
22. Miske LJ, Hickey EM, Kolb SM, Weiner DJ and Panitch H B : Use of the Mechanical In-Exsufflator in Pediatric Patients With Neuromuscular Disease and Impaired Cough *Chest* 125:1406-1412,2004.

23. Paschoal IA, Villalba WO, Pereira MC: Insuficiência Respiratória Crônica nas Doenças Neuromusculares:Diagnostico e Tratamento. J Bras Pneumol.33(1):81-92,2007.
24. Postiaux G: Fisioterapia Respiratória Pediátrica o tratamento guiado por ausculta pulmonar. 2ª edição, Editora Artmed,2004.
25. Pryor J: Depuração mucociliar IN: Elizabeth Ellis & Jennifer Alison. Fisioterapia Cardiorrespiratória Prática. Sem edição. Rio de Janeiro: Revinter, 1997.
26. Scanlan GL, Myslinski MJ: Terapia de higiene brônquica. IN: Scalan CL, Wilkins RL, Stoller JK: Fundamentos da Terapia Respiratória de Egam. 7ª edição. São Paulo: Manole, 2000.
27. Safar P, Caroline N: Insuficiência respiratória aguda. In: Schwartz GR: Emergências médicas. Rio de Janeiro: Interamericana, Cap. 3:50-97,1982.
28. Sociedade Paulista de Pneumologia e Tisologia. AM J Phys Med Rehabil. 84:83-88,2005.www.sppt.org.br/img/Image/Blog/espirometria.jpg
29. Tzeng AC, Bach JR: Prevention of Pulmonary Morbidity for Patients With Neuromuscular Disease. CHEST 118:1390–1396, 2000.
30. Tavares P: Atualizações em Fisiologia: Respiração. Editora Cultural Médica Ltda,Rio de Janeiro-RJ- Brasil,1991.
31. Vianello A, Corrado A, Arcaro G, Gallan F, Ori C, Minuzzo M, Bevilacqua M: Mechanical Insufflation-Exsufflation Improves Outcomes for Neuromuscular Disease Patients with Respiratory Tract Infections.
32. Van Der Schans CP, Postma DS, Koëter GH, Rubin BK: Physiotherapy and bronchial mucus transport. Eur Respir J.13(6):1477-86,1999.
33. West JB: Fisiologia Respiratória, 6ª edição,Editora Manole Ltda,2002.
34. Winck JC, Gonçalves MR, Lourenço C,Viana P, Alemida J and Bach RJ: Effects of Mechanical Insufflation – exsufflation on Respiratory Parameters for Patients with Chronic Airway Secretion Encumbrance Chest. 126:774-780, 2004.
35. <http://www.mspc.eng.br/fldetc/arcomp1.asp#hist>
36. II Diretrizes Manejo da Tosse. J.brás.pneumol.32 suppl.6 São Paulo Brasileiras, 2006.

ANEXO A

Padrão ABNT – NBR 12543 indicado para respiradores

NBR 12543:1999 Licença de uso exclusivo para ABC
Cópia impressa pelo sistema CENWin em 10/08/2001

7

Anexo A (normativo) Qualidade do ar respirável

O ar comprimido gasoso, por exemplo, utilizado nas máscaras autônomas que empregam ar comprimido e nos respiradores de linha de ar comprimido, deve satisfazer os requisitos indicados na tabela A.1.

**Tabela A.1 - Qualidade do ar respirável
(De acordo com a Norma ANSI Z86.1-1989/CGA G-7.1, ar respirável grau D)**

Componente	Quantidade máxima para o ar gasoso (em ppm) - (v/v) (mol/mol.), a menos que indicada de outro modo
Oxigênio (% em volume) (o restante, com predominância de N ₂) ¹⁾	atm 19,5 a 23,5
Água	²⁾
Ponto de orvalho (°C)	²⁾
Óleo (condensado) (mg/m ³ nas C.N.P.T.)	⁵⁾
Monóxido de carbono	10 ^{4),5)}
Odor	⁶⁾
Dióxido de carbono	1 000 ⁵⁾

¹⁾ O termo atm (atmosférico) indica o teor de oxigênio normalmente presente no ar atmosférico; os valores numéricos indicam os limites de oxigênio para o ar sintético.

²⁾ O ar comprimido, para qualquer verificação de qualidade relativa à umidade, pode variar com o uso a que se destina, desde saturado até muito seco. O ponto de orvalho do ar respirável das máscaras autônomas, usadas em condições extremamente frias, deve ser tal que impeça a condensação e o congelamento do vapor de água, e deve estar abaixo de - 45,6°C (63 ppm) ou então estar 10°C abaixo da mínima temperatura esperada. Se for necessário especificar um limite para a umidade, ele deve ser expresso em termos da temperatura de orvalho ou concentração em ppm (v/v). O ponto de orvalho deve ser expresso em graus Celsius, na pressão absoluta de 1 atm (760 mmHg). Para converter em outras unidades, usar a tabela A.2.

³⁾ Para ar sintético, quando o O₂ e N₂ são produzidos por liquefação de ar, este requisito não necessita ser verificado.

⁴⁾ Não requerido para ar sintético quando o componente N₂ foi previamente analisado e satisfaz o National Formulary (The United States Pharmacopeia/National Formulary, última edição, United States Pharmacopeia Convention Inc., 12601 Twinbrook Parkway, Rockville, MD 20852).

⁵⁾ Não requerido para ar sintético quando o componente O₂ foi produzido por liquefação do ar e satisfaz as especificações da United States Pharmacopeia (USP).

⁶⁾ O ar normalmente pode ter um ligeiro odor, porém, se for pronunciado, ele é impróprio para consumo. Não existe procedimento para medir o odor. É verificado cheirando-se o ar que escoar em baixa vazão. Não colocar o nariz na frente do jato de ar que sai da válvula, mas sim cheirar o ar recolhido entre as mãos colocadas em forma de concha.

NOTAS

1 Os procedimentos analíticos empregados para a verificação da qualidade do ar respirável podem obedecer as recomendações contidas na seção 5 da ANSI Z86.1-1989/CGA G-7.1, ar respirável grau D, American National Standard Commodity Specification for Air ou utilizar um conjunto de tubos colorimétricos com redutor de pressão, medidor de vazão e cronômetro.

2 A quantidade de óleo e água condensados pode ser determinado por pesagem seguindo os procedimentos indicados em 5.4.1 da referida ANSI, para compressores não lubrificados permanece o mesmo requisito no requisito relativo à água.

ANEXO B

Valores médios da função pulmonar de acordo com o sexo e altura.

Fonte: Disorders of the respiratory tract in children. Victor Chornic and Edwin L Kendig JR.; 1990

VALORES MÉDIOS (50%) DA FUNÇÃO PULMONAR EM CRIANÇAS

ALTURA		CVF(litros)		VEF ₁ (L)	FEF _{25-75%}		PFE	
Cm	In	Meninos	Meninas		L/min	L/seg	L/min	L/seg
100	39.4	1.00	1.00	0.70	55	0.91	100	1.67
102	40.2	1.03	1.00	0.75	60	1.00	110	1.83
104	40.9	1.08	1.07	0.82	64	1.06	120	2.00
106	41.7	1.14	1.10	0.89	70	1.17	130	2.17
108	42.5	1.19	1.19	0.97	75	1.25	140	2.33
110	43.3	1.27	1.24	1.01	80	1.33	150	2.50
112	44.1	1.32	1.30	1.10	86	1.43	160	2.67
114	44.9	1.40	1.36	1.17	90	1.50	174	2.90
116	45.7	1.47	1.41	1.23	96	1.60	185	3.08
118	46.5	1.52	1.49	1.30	100	1.67	195	3.25
120	47.2	1.60	1.55	1.39	105	1.75	204	3.40
122	48.0	1.69	1.62	1.45	110	1.83	215	3.58
124	48.8	1.75	1.70	1.53	118	1.97	226	3.77
126	49.6	1.82	1.77	1.59	121	2.01	236	3.93
128	50.4	1.90	1.84	1.67	127	2.12	247	4.11
130	51.2	1.99	1.90	1.72	132	2.20	256	4.27
132	52.0	2.07	2.00	1.80	139	2.32	267	4.45
134	52.8	2.15	2.06	1.89	142	2.37	278	4.63
136	53.5	2.24	2.15	1.98	149	2.48	289	4.82
138	54.3	2.35	2.24	2.06	153	2.55	299	4.98
140	55.1	2.40	2.32	2.11	159	2.65	310	5.17
142	55.9	2.50	2.40	2.20	163	2.72	320	5.33
144	56.7	2.60	2.50	2.30	170	2.83	330	5.50
146	57.5	2.70	2.59	2.39	173	2.88	340	5.67
148	58.3	2.79	2.68	2.48	180	3.00	351	5.85
150	59.1	2.88	2.78	2.57	183	3.05	362	6.03
152	59.8	2.97	2.88	2.66	190	3.17	373	6.22
154	60.6	3.09	2.98	2.75	195	3.25	384	6.40
156	61.4	3.20	3.09	2.88	200	3.33	394	6,57
158	62.2	3.30	3.18	2.98	205	3.42	404	6.73
160	63.0	3.40	3.27	3.06	210	3.50	415	6.92
162	63.8	3.52	3.40	3.18	215	3.58	425	7.08
164	64.6	3.64	3.50	3.29	220	3.67	436	7.28
166	65.4	3.78	3.60	3.40	225	3.75	446	7.43
168	66.1	3.90	3.72	3.50	230	3.83	457	7.62
170	66.9	4.00	3.83	3.65	236	3.93	467	7.78
172	67.7	4.20	3.83	3.80	241	4.01	477	7.95
174	68.5	4.20	3.83	3.80	246	4.10	488	8.13
176	69.3	4.20	3.83	3.80	251	4.18	498	8.30

ANEXO C

Filtro separador de água: AMG 350-F04BD(SMC)



Regulador de Pressão de Precisão

- * Alta precisão na pressão de saída
- * Compacto e leve
- * Suporte e Manômetro pode ser montado em 2 lados diferentes
- * Permite montagens modular com filtros
- * Pode ser utilizado em sistemas de Balancins
- * Garante a estabilidade de pressão regulada na saída



Regulador de Precisão Série IR1000/2000/3000					
Model	Manual			Pilotado	
	IR10*0	IR20*0	IR30*0	IR2120	IR3120
Máx. pressão de entrada	10 bar				
Min. pressão de entrada	Min. pressão de Regulagem +0,5 bar		Min. Pressão de Reg. + 1,0 bar	Min. Pressão de Reg. + 0,5 bar	Min. Pressão de Reg. + 1,0 bar
Faixa de Regulagem	IR1000 0,05 a 2,00 bar	IR2000 0,05 a 2,00 bar	IR3000 0,05 a 2,00 bar	IR2120 0,1 a 8,0 bar	IR3120 0,1 a 8,0 bar
	IR1010 0,1 a 4,0 bar	IR2010 0,1 a 4,0 bar	IR3010 0,1 a 4,0 bar		
	IR1020 0,1 a 8,0 bar	IR2020 0,1 a 8,0 bar	IR3020 0,1 a 8,0 bar		
Pressão de Piloto	-			0,1 a 8,0 bar	0,1 a 8,0 bar
Sensibilidade	0,2 % da pressão máxima de regulagem				
Repetibilidade	+/- 0,5 % da pressão máxima de regulagem				
Linearidade	-			+/- 1 % da pressão máx. de reg.	
Máximo consumo de Ar	Sangria < 3,5l/min	Sangria < 3,5l/min	Sangria < 9,5l/min	Sangria < 3,5l/min	Sangria < 9,5l/min
	Escape < 1,2l/min	Escape < 0,9l/min	Escape < 2,0l/min	Escape 0,9l/min	Escape 2,0l/min
Conexões	1/8" BSPT	1/4" BSPT	1/4", 3/8", 1/2" BSPT	1/4" BSPT	1/4", 3/8", 1/2" BSPT
Conexão de Manômetro	1/8" BSPT (2 conexões)				
Temperatura de trabalho	-5 a 60°C				
Peso	140g	300g	640g	350g	710g

OBS: Requer linha de ar comprimido com grau de filtragem de 0.3 µm

ANEXO D

Filtro regulador AWD40-F04E(SMC)



**Referência	Conexão	Vazão* (NI/min)	Conexão Montagem	**Dreno	Grau de filtração	Símbolo
AW10-M5	M5	50	0,5~7bar	**Dreno manual	5 µm	
AW20-01	1/8"	500	0,5~8,5bar			
AW20-02	1/4"	500				
AW30-03	3/8"	1550				
AW40-04	1/2"	2800				
AW40-06	3/4"	4000				

Suportes de fixação para filtros/reguladores e reguladores de precisão

Série 10	Série 20	Série 30	Série 40
B120	B220	B320	B420

Obs: Opção para travamento com cadeado a partir do tamanho "20".

ANEXO E

Catálogo :Filtro de eliminação de odores AMF(SMC)

Filtro de eliminação de odores Série AMF

A Série AMF microfiltros para remoção de odores, elimina os odores no ar comprimido através de um filtro de carvão activo. Estas unidades foram concebidas para uma utilização nas indústrias de alimentação, farmacêuticas, cervejeira e sistemas de ventilação onde é necessário eliminar os odores.

Remove odores e elementos gasosos do ar comprimido.

Filtro de carvão activo com uma grande zona de filtração (1420m²/g)

Fácil substituição do filtro



Modelo

Modelo	AMF150	AMF250	AMF350	AMF450	AMF550	AMF650	AMF850
Caudal nominal (l/min (ANR)) ¹⁾	200	500	1000	2000	3500	6000	12000
Rosca da ligação (Dim. nominal B)	1/8, 1/4, 3/8	1/4, 3/8, 1/2	3/8, 1/2, 3/4	1/2, 3/4, 1	3/4, 1	1, 1 1/2	1 1/2, 2
Peso (kg)	0.38	0.55	0.9	1.4	2.1	4.2	10.5



Nota 1) Capacidade máx. caudal a uma pressão de 0.7MPa. Varia consoante a pressão de funcionamento. Consulte as "Características de caudal" pág. 4.5-29 e a figura do "Caudal máx. de ar" pág. 4.5-28.

Características técnicas

Fluido	Ar comprimido
Pressão máx. funcionamento	1.0MPa
Pressão mín. funcionamento	0.05MPa
Pressão de teste	1.5MPa
Temp. ambiente e do fluido	5 a 60°C
Filtragem	0.01µm
Taxa de eliminação dos resíduos de óleo	Menos de 3.5 partículas 0.3µm ou maiores por litro de ar (100 partículas ou menos por pé cúbico) (A Série "AME" deve ser instalada na entrada.)

Acessórios (Opcionais)

Modelo aplicável	AMF150	AMF250	AMF350	AMF450	AMF550	AMF650	AMF850
(Suporte de montagem)	BM51	BM52	BM53	BM54	BM55	BM56	BM57



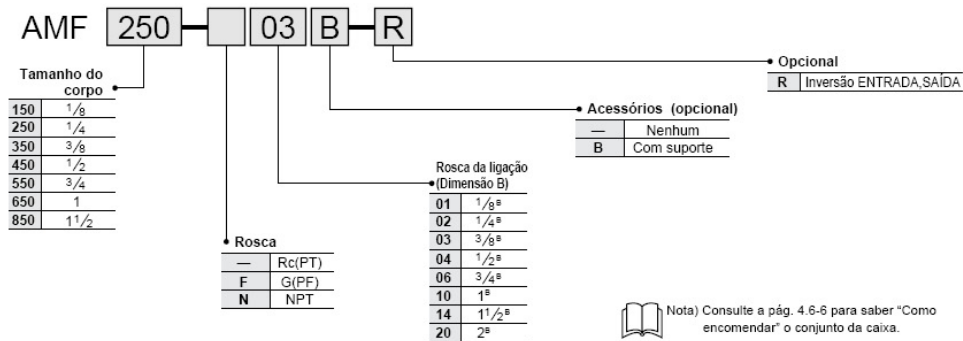
*Consulte as "Precauções" na pág. 4.5-33.



Filtro de eliminação de odores *Série AMF*

Como encomendar

AMF150 a AMF850



Como seleccionar

Seleccione o modelo de acordo com o seguinte procedimento tendo em consideração a pressão de entrada e o caudal máximo de ar.
(Exemplo) Pressão de entrada: 0.6MPa

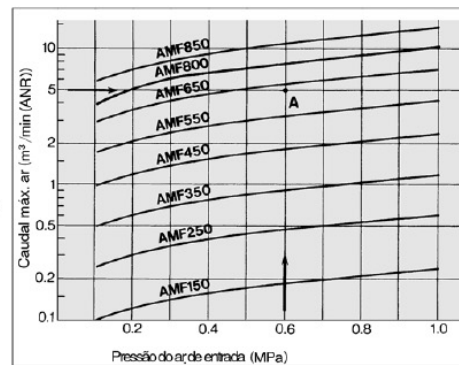
Capacidade máx. do caudal de ar: 5m³/min(ANR)

- 1 Seleccione o ponto de contacto A da pressão de entrada e da capacidade máxima de ar no gráfico.
- 2 Seleccione o modelo cuja capacidade máxima de caudal de ar esteja acima desse ponto; AMF650.



Nota) Certifique-se de que selecciona um modelo com a curva de taxa de caudal máximo acima do ponto de intersecção obtido. Com um modelo que tenha a curva de caudal máximo abaixo do ponto de intersecção obtido, o valor de caudal será excedido, originando problemas como a impossibilidade de respeitar as características.

Caudal máx. de ar



HA

ID

AMG

AFF

AM

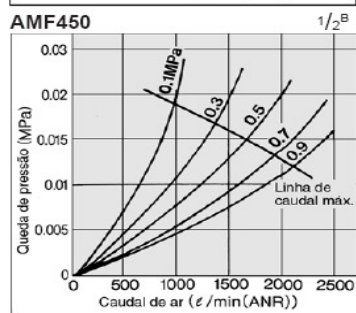
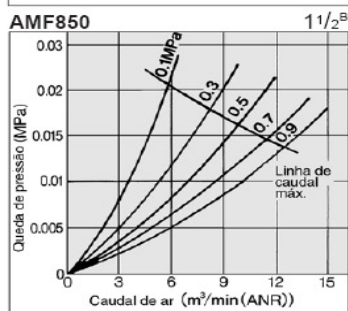
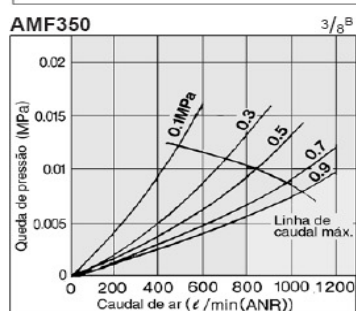
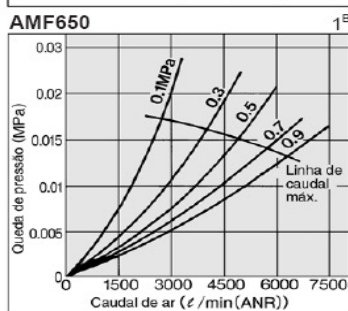
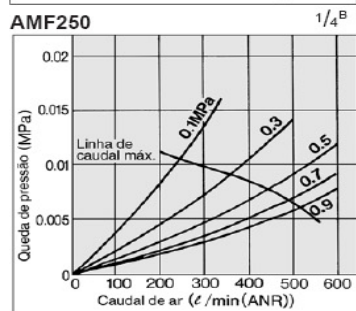
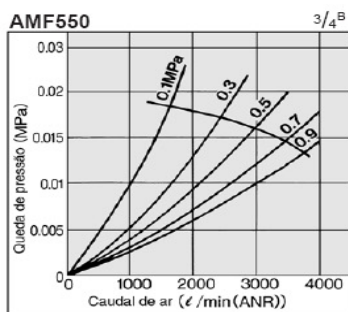
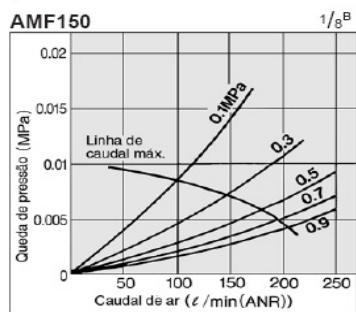
FQ1

Produtos relacionados

Série AMF

Características de fluxo/Consulte "Como seleccionar" na pág. 4.5-28 em relação à selecção do modelo. ————— Condição inicial do filtro

Nota) O ar comprimido acima da linha de caudal máx. da tabela abaixo pode não respeitar as características do produto. Pode danificar o filtro.

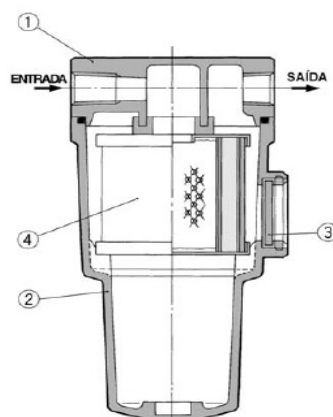


4.5-29

Filtro de eliminação de odores Série **AMF**

Construção

AMF150 a AMF650



Listagem de peças

Nº	Descrição	Material	Observações
1	Corpo	Alumínio fundido	Tratamento cromado
2	Cobertura	Alumínio fundido *	Revestimento de epoxy na superfície interior
3	Visor de vidro	Vidro temperado	—

Nota) O visor de vidro é indicado na figura acima para distinguir mais facilmente as peças, no entanto a posição de montagem é diferente. Consulte a dimensões p.4.5-31 e 4.5-32 para obter mais pormenores.

Peças de substituição

*O modelo AMF850 é de alumínio fundido.

Nº	Descrição	Material	Ref.						
			AMF150	AMF250	AMF350	AMF450	AMF550	AMF650	AMF850
4	Cartucho filtrante	Fibra de vidro NBR	AMF-EL150	AMF-EL250	AMF-EL350	AMF-EL450	AMF-EL550	AMF-EL650	AMF-EL850

*Com junta e junta tórica

HA

ID

AMG

AFF

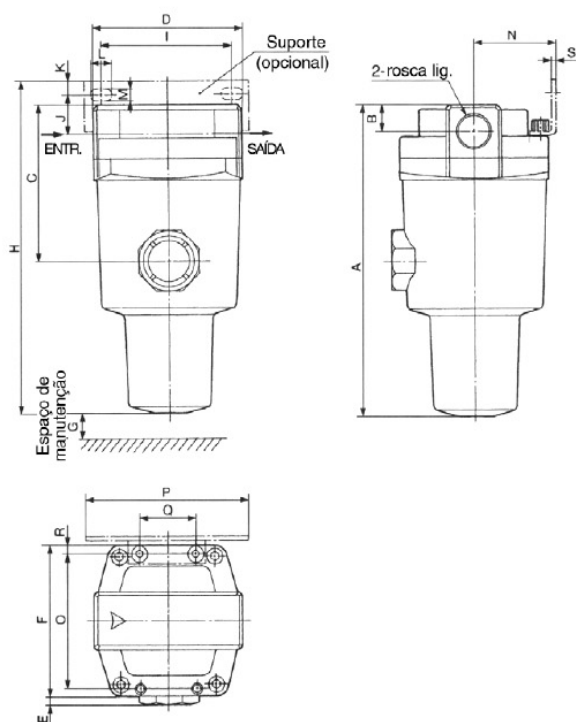
AM

FQ1

Produtos
relacionados

Série AMF

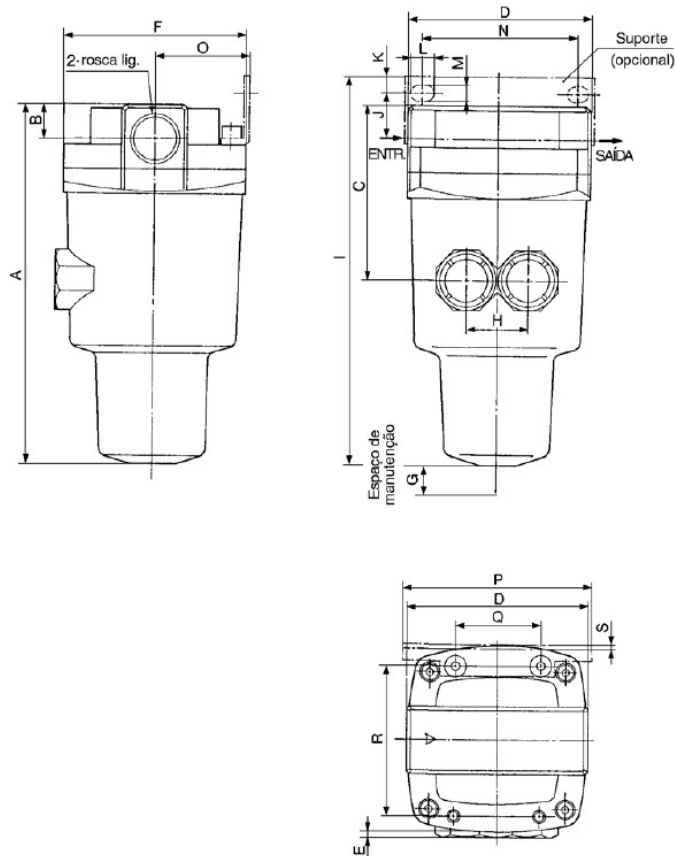
Dimensões: AMF150 a AMF350



Modelo	Rosca da ligação (Dim. nominal B)	A	B	C	D	E	F	G	Dimensões com suporte de montagem											
									H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S
AMF150	1/8, 1/4, 3/8	139	13	55	63	7.5	63	10	146	56	15	5	9	5.5	35	54	70	26	4.5	1.6
	1/4, 3/8	152	13	66	76	4	76	10	167	66	20	8	12	6	40	66	84	28	5	2.0
AMF250	1/2	158	16	72	76	4	76	10	167	66	17	8	12	6	40	66	84	28	5	2.0
	3/8, 1/2	184	16	92	90	5	90	10	198	80	22	8	14	7	50	80	100	34	5	2.3
AMF350	3/4	190	19	98	90	5	90	10	198	80	19	8	14	7	50	80	100	34	5	2.3

Filtro de eliminação de odores Série **AMF**

Dimensões: AMF450 a AMF850



Modelo	Rosca da ligação (Dim. nominal B)	A	B	C	D	E	F	G	H	Dimensões com suporte de montagem										
										I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S
AMF450	1/2, 3/4	205	19	100	106	3	106	10	36	221	25	10	14	9	90	55	110	50	88	3.2
	1	212	22	107	106	3	106	10	36	221	21	10	14	9	90	55	110	50	88	3.2
AMF550	3/4, 1	239	22	128	122	3	122	10	44	257	30	10	16	9	100	65	130	60	102	4.5
AMF650	1, 1 1/2	291	32	167	160	-	160	10	66	314	40	15	20	11	150	85	180	76	136	4.5
AMF850	1 1/2, 2	403	42	235	220	-	220	10	96	406	30	15	24	13	180	120	220	110	184	6

HA ID

AMG

AFF

AM

FQ1

Produtos relacionados

Série AMF

⚠️ Precauções

Leia atentamente antes de utilizar. Consulte as normas de segurança e as precauções gerais dos produtos mencionados neste catálogo nas págs. 0-26 a 0-27. Consulte as precauções das séries nas págs. 4.0-6 a 4.0-8.

Precaução no projecto

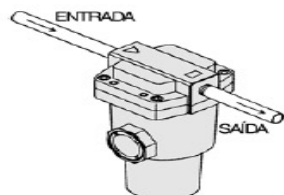
⚠️ Precaução

- ① Elabore a montagem de forma a que o filtro fino micrónico fique instalado num local menos susceptível a oscilações. O filtro pode ficar danificado se a diferença entre as pressões interna e externa exceder 0.1MPa.
- ② Não utilize com um tipo de ar que não seja ar seco (como ar que contenha humidade).
- ③ Certifique-se de que instala um filtro submicrónico coalescente (AMD Série), um filtro submicrónico coalescente com um filtro prévio (AMH Série) ou um super filtro submicrónico coalescente (Série AME), no lado primário.
- ④ O suporte fornecido com o produto serve para suportar este mesmo produto. Assim, não pode suportar as tubagens ou outros elementos relacionados. Se estes elementos precisam de ser suportados, coloque um suporte adicional.

Montagem

⚠️ Precaução

- ① Verifique o sentido do caudal de ar comprimido e a "▷" marca que indica a entrada do produto antes de efectuar a ligação. Não pode ser utilizado se for ligado no sentido oposto.



- ② Certifique-se de que instala o produto com as tubagens na horizontal.

Manutenção

⚠️ Precaução

- ① Não é possível indicar um período definido de substituição para o filtro porque varia consoante a concentração de odores do ar comprimido. Verifique o tempo de desodorização efectivo. Em seguida, substitua o filtro de forma regular.
- ② Quando utilizar o filtro eliminador de odores pela primeira vez, verifique o tempo de desodorização efectivo de acordo com o procedimento indicado abaixo.
 - 1) Registe a data em que colocou o filtro de eliminação de odores em funcionamento.
 - 2) Calcule o período de tempo que passou desde que colocou o filtro em funcionamento até começar a emitir um odor a óleo.
 - 3) Recorra a este período de tempo calculado no passo "2)" para saber de forma aproximada o tempo de desodorização efectivo. Se as condições de funcionamento forem alteradas, é necessário voltar a verificar o tempo de desodorização efectivo.
- ③ Mesmo que a capacidade de desodorização não tenha diminuído, o intervalo de substituição do filtro deve ocorrer quando a queda de pressão atinge 0.1MPa ou após 2 anos de utilização, consoante o que ocorrer primeiro.
- ④ Quando chegar o momento de substituir o filtro substitua imediatamente por um novo filtro. Substitua a junta tórica, a junta e o filtro com peças novas.

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 ▼8% Comparado com SMC IR200)

IR3000 largura 68mm peso 640g

(▼ largura 21%, peso ▼36% Comparado com SMC IR400)



2 modelos acionados por pilotagem externa
Modelo acionado por pilotagem externa acrescentado à série IR2000



IR2120

IR3120

Agrupamento em base

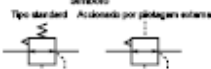
Execuções especiais (excepto séries IR2120, IR3000)



Regulador de pressão de precisão

Séries IR1000/2000/3000

Simbólico



Características standard

Modelo	Tipo standard			Acionado por piloto	
	IR1000	IR2000	IR3000	IR2120	IR3120
Mín. pressão a mont.	Mínimo 1,0MPa				
Mín. pressão a mont.	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	Pressão de saída + 0,05MPa	Pressão de saída + 0,1MPa
Pressão sinal entrada	---			0,005 a 0,8MPa	0,01 a 0,8MPa
Sensibilidade	±0,2%				
Repetibilidade	±0,5%				
Linearidade ^{**)}	±1%				
Consumo de ar ^{**)*)}	20l/min (ANR) ou menos (pressão alimant: 1,0MPa)	40l/min (ANR) ou menos (pressão alimant: 1,0MPa) 20l/min (ANR) ou menos (pressão alimant: 0,7MPa)	9,5l/min (ANR) ou menos (pressão alimant: 1,0MPa) 20l/min (ANR) ou menos (pressão alimant: 0,7MPa)	40l/min (ANR) ou menos (pressão alimant: 1,0MPa)	9,5l/min (ANR) ou menos (pressão alimant: 1,0MPa) 20l/min (ANR) ou menos (pressão alimant: 0,7MPa)
Rosca de ligação	RaPT) 1/8	RaPT) 1/4	RaPT) 1/4, 3/8, 1/2	RaPT) 1/4	RaPT) 1/4, 3/8, 1/2
Ligação mantinente	RaPT) M2 (2 posições)				
Temperatura ambiente a do fluido	-5 a 80°C				
Peso (kg)	0,14	0,30	0,64	0,38	0,71

Nota 1) Com a condição de não sair 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 acionados por piloto IR2120 e IR3120. O tipo standard está excluído.
 Nota 3) Inclui a injeção de ar. Pressão de saída em relação à pressão de sinal de entrada.
 Nota 4) O ar descarrega continuamente 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 Modos básicos (principal)
- 1 Acionado por pil. ext. (só séries IR2000/3000)

Margem de pressão de saída

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

Para a série IR3000

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

Nota 1) e 2) e modelo IR1010 e piloto.

Rosca de ligação

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

Tipo de rosca

- RaPT)
- N NPT
- F GPP)

Accessórios (Opcionais)

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

Para a série IR1000

- IR1000-F01 0,01 a 0,2MPa (0,01")
- IR1010-F01 0,01 a 0,4MPa (0,01")
- IR1020-F01 0,01 a 0,8MPa (0,01")

Para a série IR2000

- IR2000-F02 0,005 a 0,2MPa (0,01")
- IR2010-F02 0,005 a 0,4MPa (0,01")
- IR2020-F02 0,005 a 0,8MPa (0,01")

Para a série IR3000

- IR3000-F04 0,01 a 0,2MPa (0,01")
- IR3010-F04 0,01 a 0,4MPa (0,01")
- IR3020-F04 0,01 a 0,8MPa (0,01")
- IR3120-F04 0,01 a 0,8MPa (0,01")

Séries IR1000/2000/3000



Combinções

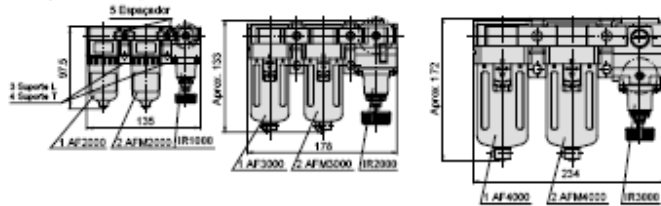
● Característica padrão ○ Possibilidade de combinação Em branco: Sem possibilidade de combinação

Característica	Código	Modelo aplicável					
		IR1000 IR1010 IR1020	IR2000 IR2010 IR2020	IR2120	IR3000 IR3010 IR3020	IR3120	
Características técnicas	Max. pressão saída 0,2MPa	○	●	●		●	
	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	S	○	○	○	○	○
	Manômetro	G	○	○	○	○	○
Itens opcionais	Manômetro parte posterior	R	○	○	○	○	○
	Ligação NPT1/8	N01	○				
	Ligação NPT3/8	N02		○	○	○	○
	Ligação NPT1/2	N03				○	○
	Ligação NPT3/4	N04					○
	Ligação GPP1 1/8	F01	○				
	Ligação GPP1 1/4	F02		○	○	○	○
	Ligação GPP1 3/8	F03					○
	Ligação GPP1 1/2	F04					○

Combinções dos acessórios e produtos modulares

Descrição	Modelo aplicável		
	IR1000	IR2000 / IR2120	IR3000 / IR3120
1 Filtro de ar	AT2000	AF2000	AF4000
2 Separador	AFM0000	AFM0000	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	F30201023			F30202028			F30203018		
Manômetro	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.)

ANEXO G

Catálogo: Regulador de vazão(fluxo) AS3500-F02 (SMC)

Regulador de caudal standard

Série AS

Modelo em linha com bloqueio de pressão

Ajuste do bloqueio de velocidade com um simples toque de botão
Depois de ajustado pode ser bloqueado com uma simples pressão no comando.

Escala de abertura muito prática
O comando tem uma escala de abertura para o parafuso de regulação que facilita os ajustes de velocidade.

Fácil controlo de velocidade com margens de caudal reduzidas

Posibilidade de controlar a velocidade da massa

Botão permanente de metal para suportar uma utilização frequente
Para além do comando standard em resina, também existe um comando em metal para utilizações frequentes.

O retentor evita a perda accidental do parafuso

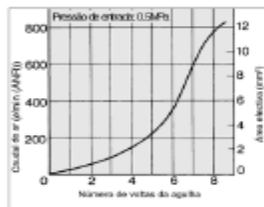


Características técnicas

Modelo	Botão resina	AS3500-02	AS3500-03
Caract. Nominal	Botão metal	AS3500-02-2	AS3500-03-2
Rosca de ligação		1/4	3/8
Diám. cilindro ajustável (mm.)		40, 50, 63	
Pressão de teste		1.5MPa	
Pressão máx. funcionamento		1MPa	
Pressão mín. funcionamento		0.05MPa	
Temp. ambiente e do fluido		-5 a 60°C (Sem congelação)	
Número de rotações do parafuso		8 voltas	
Peso		130g (Comando metálico: 140g)	
Caudal livre	Caudal ar (l/min/ANR)	810	
	Área efectiva (mm ²)	12.3	
Caudal controlado	Caudal ar (l/min/ANR)	810	
	Área efectiva (mm ²)	12.3	

Nota) Pressão de entrada: 0.5MPa, Temperatura: 20°C.

Parafuso de regulação/características de caudal AS3500



Como encomendar

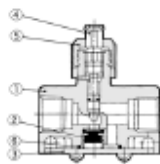
E	AS3500		02		
Código de área		Rosca		Material para o botão	
-	Japão, Ásia, Austrália	-	Rc (PT)	-	Resina
E	Europa	N	NPT	2	Metal
N	América do norte	F	G (PF)		
		Rosca de ligação			
		02	1/4		
		03	3/8		

⚠️ Precaução

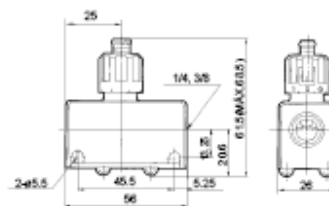
Leia atentamente antes de utilizar.
Consulte as normas de segurança e as precauções gerais dos produtos.

Standard: mod. em linha c/ bloqueio de pressão *Série AS*

Construção



Dimensões



Listagem de peças

Nº	Descrição	MATERIAL	Observações
(1)	Corpo	Liga de alumínio	Cromado
(2)	Válvula	NBR	
(3)	Tampa	Aço laminado	Niquelado electrofítico
(4)	Agulha	Lata	
(5)	Comando	PCM	Plástico
		Liga de zinco	Plástico

Nº	Descrição	MATERIAL
(6)	Junta tórica	NBR

ANEXO H

Catálogo: Válvula de accionamento manual VH410-04 (SMC)

Válvula de accionamento manual Série **VH**



Características standard

Fluido	Ar	
Características standard	1.6MPa	
Pressão máxima de funcionamento	VH200, 300, 400	1.0MPa
	VH600	0.7MPa
Temp. ambiente e do fluido	-5 a 60°C (Sem congelação)	
Ângulo de funcionamento	90°	
Lubrificação	Não é recomendada lubrificação, utiliza óleo de corte #1 (ISO VG2)	

Características opcionais

Ligações inferiores	VH300, 400
Montagem em painel	VH200, 300, 400
Posição da ligação P diferente (do lado da alavanca)	Aplicável a todos os modelos*

* Tenha em conta que 1(P) a ligação do VH300 está situada no lado da alavanca no modelo standard.

Modelos

Série	Rosca de ligação	Número de posições	Sentido das Ligações	Modelo		Área efectiva (mm ²) Método 101	Peso (kg)
				Montado no corpo	Montagem do painel		
VH2	1/4	3 (Centros fechados)		VH200-02	VH210-02	7.5(368.60)	0.42
		5 (Centros em escape)		VH201-02	VH211-02		
		2 (Posições)		VH202-02	VH212-02		
VH3	1/4, 3/8	3 (Centros fechados)		VH300-02, 03	VH310-02, 03	1/4 17(802.95)	0.71
		5 (Centros em escape)		VH301-02, 03	VH311-02, 03		
		2 (Posições)		VH302-02, 03	VH312-02, 03		
		3 (Centros fechados)		VH320-02, 03	VH330-02, 03		
		5 (Centros em escape)		VH321-02, 03	VH331-02, 03		
		2 (Posições)		VH322-02, 03	VH332-02, 03		
VH4	1/4 a 3/4	3 (Centros fechados)		VH400-02 a 06	VH410-02 a 06	1/4 45(2228.75) 3/8 46(2407.05) 1/2 50(2753.65) 3/4 58(2852.90)	1.28
		5 (Centros em escape)		VH401-02 a 06	VH411-02 a 06		
		2 (Posições)		VH402-02 a 06	VH412-02 a 06		
		3 (Centros fechados)		VH420-02 a 06	VH430-02 a 06		
		5 (Centros em escape)		VH421-02 a 06	VH431-02 a 06		
		2 (Posições)		VH422-02 a 06	VH432-02 a 06		
VH6	3/4, 1	3 (Centros fechados)		VH600-06, 10	—	3/4: 105(5063.30) 1: 194(9580.75)	9.7

Símbolo

4/2 posições



4/2 Centros fechados

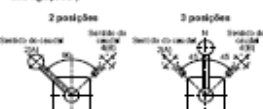


4/2 Centros em escape



Ângulo de furo, da alavanca e sentido do eixo de ar

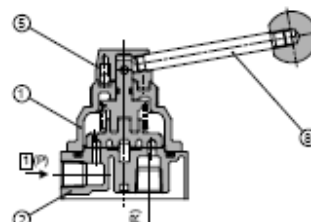
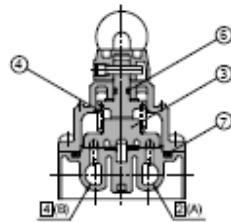
(Consulte do lado direito as imagens do sentido das ligações.)



Válvula de accionamento manual **Série VH**

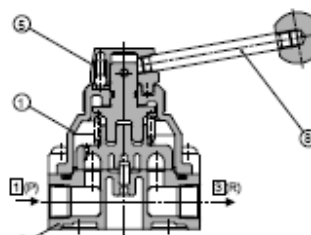
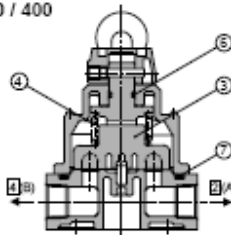
Construção

VH200



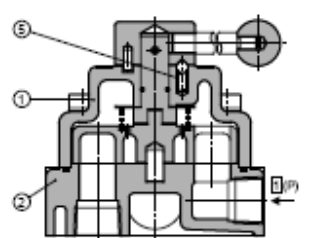
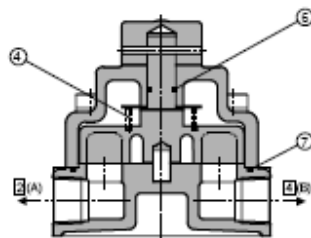
□ □ □
□ □ □

VH300 / 400



□ □ □
□ □ □

VH600



□ □ □
□ □ □

Listagem de peças

N.º	Descrição	Material	
		VH200/VH300/400	VH600
1	Corpo	Zinco fundido	VH600
2	Base	Alumínio fundido	Ferro fundido

Peças de substituição: Kit de juntas

N.º	Descrição	Material	Ref.			
			VH200	VH300	VH400	VH600
3	Guia da mola	Resina	24404 (24404-1)	24414 (24414-1)	24423 (24423-1)	—
4	Mola	Fio de arame	24406	24416	24425	240417
5	Mola da esfera deslizante	Fio de arame	24077	240359	240359	24047
6	Junta tórica	NBR	JIS B2401 P5	JIS B2401 P10	JIS B2401 P10	JIS B2401 P15
7	Junta tórica	NBR	JIS B2401 P42	JIS B2401 G55	JIS B2401 P71	JIS B2401 G120
8	Carreto de esfera	—	2407102A	2407102A	2407102A	—

Ref. da contraporta para montagem em painel

Série	Ref.
VH200	244210
VH300	24415
VH400	240258

Centro em escape

ANEXO I

Catálogo: Ejetor de vácuo ZL112-G (SMC)

Ejetor de vácuo multietapa

Série ZL

- ZX
- ZR
- ZM
- ZY
- ZH
- ZU
- ZL
- ZF
- ZP
- ZCU
- C'YV

Compatível
por padrão

Novos Modelos! O modelo ZL212 com grande caudal e o modelo ZL112 com válvula incorporada.

3.7-1

Ejector de vácuo multietapa

Série ZL112/212



Ejector de 3 etapas com função economizadora de energia e grande caudal

Incremento de 250% no caudal de sucção e redução de 20% no consumo de ar com o multidifusor de 3 etapas (Comparado com o modelo ϕ 1.3, de uma etapa)



	Maxima sucção de caudal ℓ/min (ANR)	Consumo de ar ℓ/min (ANR)
ZL112	100	63
ZL212	200	126

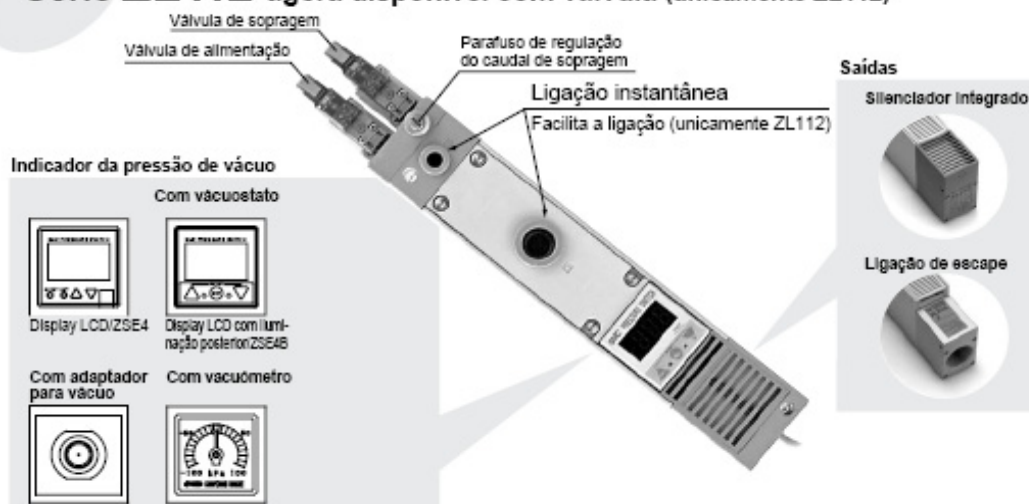
Novo

Série ZL212

Ejectores em linha e integrados
Tamanho compacto e grande caudal
(duplica o caudal do modelo ZL112)



Série ZL112 agora disponível com válvula (unicamente ZL112)



Opções

Séries	Caudal máximo de aspiração ℓ/min (ANR)	Consumo de ar ℓ/min (ANR)	Opções de detecção da pressão de vácuo								
			Saídas		Com válvula		Vacuostato				
			Silenciador Integrado	Ligação de escape	Com válvula de alimentação/sopragem	Com válvula de alimentação	ZSE4E	ZSE4B	ZSE4	Vacuómetro	Adaptador para vácuo
ZL112	100	63	●	●	●	●	●	●	●	●	●
ZL212	200	126	●	●	●	●	●	●	●	●	●

Série ZL

Standard



Com válvula



Com vacuómetro



Adaptador



Com ligação de escape



Características do ejetor

Modelo	ZL112
Diâmetro do orifício	ø1.2mm
Caudal máximo de aspiração	100l/min (ANR)
Consumo de ar	63l/min (ANR)
Máxima pressão de vácuo	-84kPa
Máxima pressão de funcionamento	0.7MPa
Margem da pressão alimentação	0.2 a 0.5MPa
Pressão de alimentação standard	0.4MPa
Margem de temperatura de trabalho	5 a 50°C

Características das válvulas de alimentação e sopragem

Referência	SYJ514-□□□	
Funcionamento da válvula	N.F.	
Fluido	Ar	
Margem pressão funcionamento	Pilotagem interno	0.2 a 0.5MPa
Temperatura ambiente e de fluido	5 a 50°C	
Tempo de resposta (para 0.5MPa) <small>Nota 1)</small>	25ms ou menos	
Máxima frequência de funcionamento	5Hz	
Accionamento manual	Botão sem enclavamento, enclavamento com chave de fendas.	
Escape piloto	Escape individual da válvula de pilotagem, Escape comum da válvula principal e de pilotagem	
Lubrificação	Não necessária	
Posição de montagem	Qualquer	
Resistência a impacto/vibração <small>Nota 2)</small>	150/30m/s ²	
Protecção	À prova de pó	

Nota 1) Baseado na prova de rendimento dinâmico JIS B8374-1981 (temperatura da bobina 20°C, à tensão nominal, sem supressor de picos).

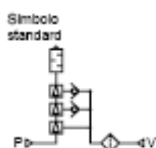
Nota 2) Resistência Impactos: Supera prova de impactos em direcções paralela e normal ao eixo da armadura (teste aplicado à válvula em estados activado e desactivado). (Valor inicial).

Resistência à vibração: Supera prova de varredura de frequências entre 5.3 e 2000Hz em direcções paralela e normal ao eixo da armadura (teste aplicado à válvula em estados activado e desactivado). (Valor inicial).

Características das opções

Características do vacuómetro

Referência	GZ30S
Fluido	Ar
Margem de pressão	-100 a 100kPa
Margem da escala (angular)	230°
Precisão	± 3% F.S. (full span)
Classe	Classe 3
Margem de temperatura de trabalho	0 a 50°C
Material	Carcaça: Policarbonato/resina ABS



Ejector de vácuo multietapa **Série ZL**

Características das opções

Com vácuostato
(ZSE4)



Características do vácuostato

Referência	ZSE4-00-□□-X105	ZSE4B-00-□□-X105
Display	LCD	LCD com ilum. posterior
Margem de regulação da pressão	-101 a 10KPa (-760 a 75mmHg)	
Máxima pressão de trabalho	200KPa	
Indicador óptico (activado na posição ON)	Verde	
Frequência de resposta	200Hz (5ms)	
Histerese	Modo de histerese	Variável (3 dígitos ou mais)
	Visor comparativo	Fixo (3 dígitos)
Fluido	Ar, gás não corrosivo	
Características temperatura	±3% F.S. ou menos	
Repetibilidade	±1% F.S. ou menos	
Alimentação	12 a 24VDC (ondulação* ±10% ou menos)	
Consumo de corrente	25mA ou menos	45mA ou menos
Indicação de pressão	3 1/2 dígitos (altura 8mm)	
Auto-diagnóstico	(Corrente excessiva ** I), excesso de pressão, erro dados, presença de pressão em 0	
Margem da temperatura funcionamento	0 a 50°C (sem chegar à condensação)	
Resistência ao ruído	500Vp-p, pulsação com amplitude de 1µs, durante 1nS	
Resistência à sobretensão	Entre o grupo de cabos e carcaça: 1000VAC 50/60Hz durante 1 min.	
Resistência de isolamento	Entre os cabos e carcaça: 2MΩ (a 500VDC)	
Resistência à vibração	De 10 a 500Hz com amplitude de 1.5mm ou uma aceleração equivalente a 10G 2 horas em cada direcção X, Y, Z	
Resistência ao impacto	100G 3 vezes em cada direcção X, Y, Z	

Nota 1) Não disponível no modelo de saída analógica.

ZX

ZR

ZM

ZY

ZH

ZU

ZL

ZF

ZP

ZCU

CYV

Compatível para rétro

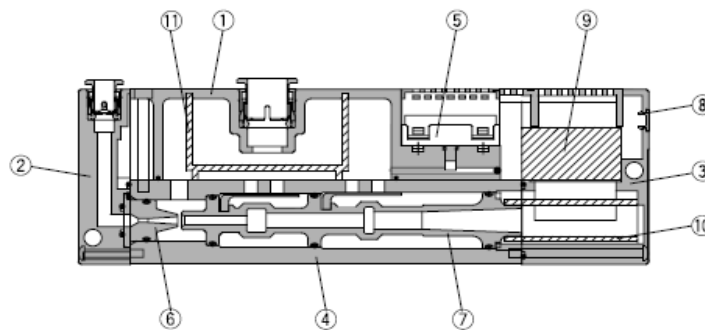
Características das saídas

ZSE4	-25 (L)	Colector aberto NPN, 30V, 80mA ou menos, 1 saída
ZSE4B	-26 (L)	Saída analógica (1 a 5V)
	-67 (L)	Colector aberto PNP, 80mA ou menos, 1 saída

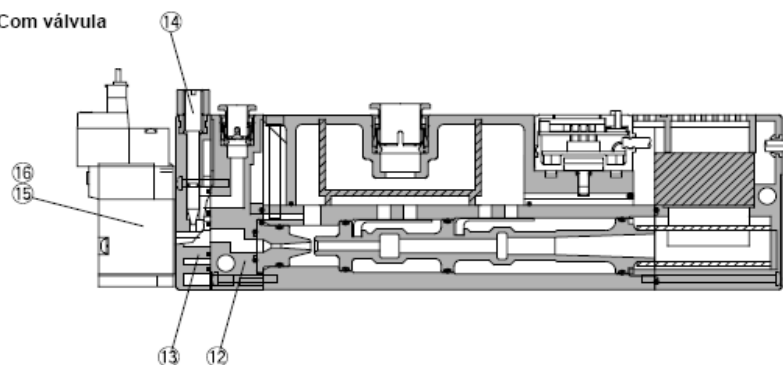
Série ZL

Construção

Sem válvula



Com válvula



Listagem de componentes

Nº	Descrição	Referência	Observações
1	Cobertura aspiração		
2	Cobertura frontal		Sem válvula
3	Cobertura final		
4	Corpo		
5	Zona de deteção de vácuo		
6	Orifício		
7	Difusor		Excepto para vácuostatos
	Tampão	P397110	Características do vácuostato
8	Cobertura cabo	P397176	Com válvula
12	Cobertura frontal B		Com válvula
13	Placa da válvula		Com válvula
14	Parafuso		Com válvula
15	Válvula de alimentação (N.F.)	SYJ514	Com válvula
16	Válvula de sopragem (N.F.)	SYJ514	

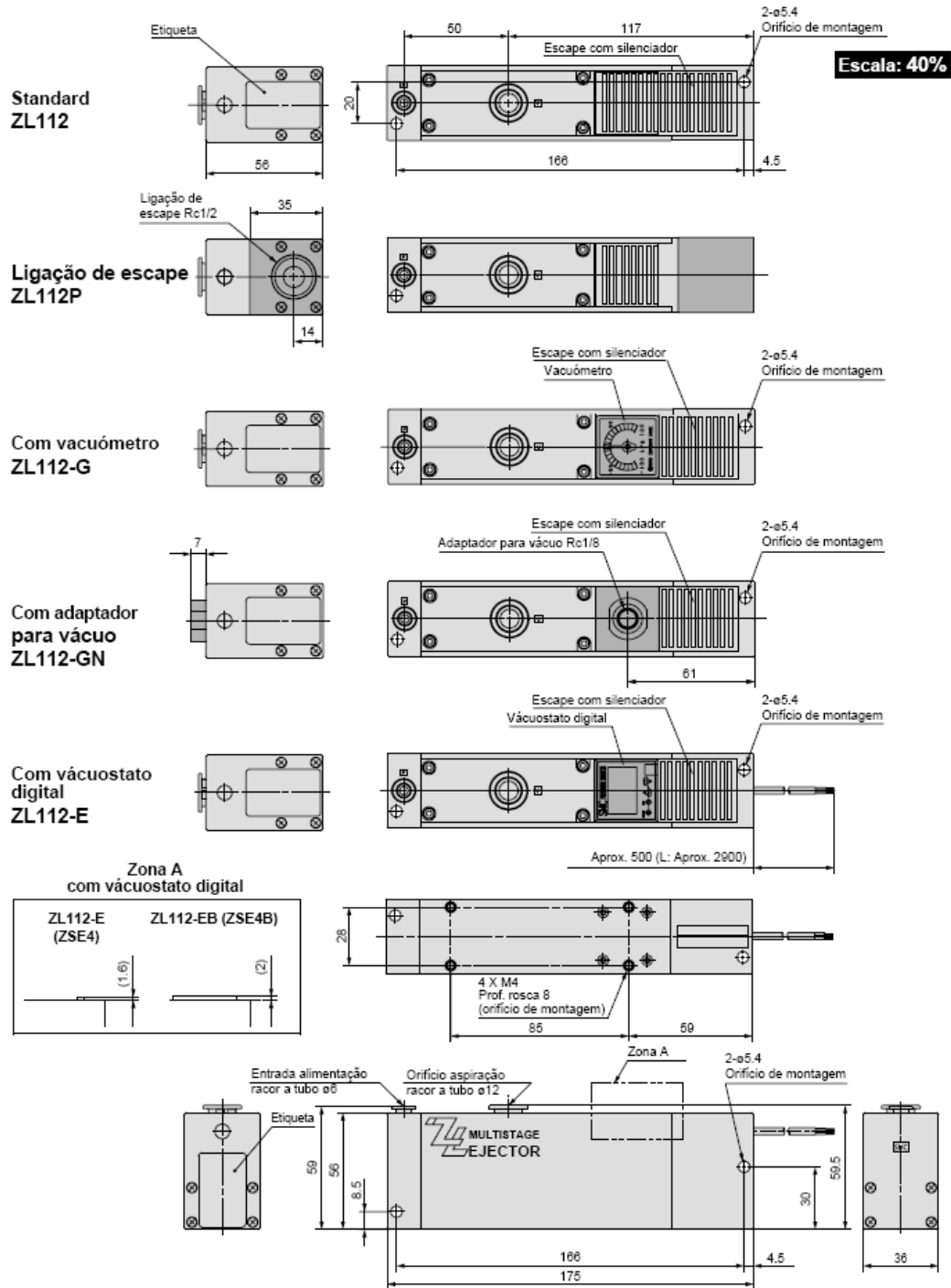
Peças de substituição

Nº	Descrição	Material	Referência
9	Isolante acústico B	PVF	ZL112-SP01 (kit para 9, 10 e 11)
10	Isolante acústico A	PVF	
11	Filtro de aspiração	PE	

* Quando realize a encomenda dum vacuómetro ou um vácuostato digital por separado, indicar a referência que aparece no epígrafe "Características das opções" da pág. 3.7-5.

Ejector de vácuo multietapa **Série ZL**

Dimensões/Série ZL112 (sem válvula)



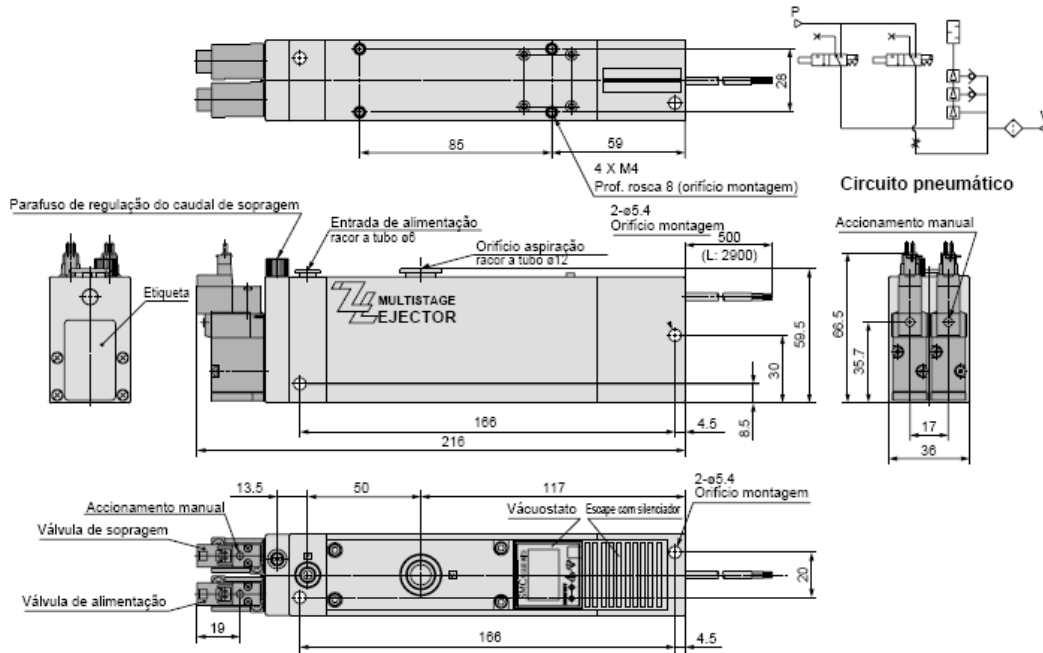
ZX
ZR
ZM
ZY
ZH
ZU
ZL
ZF
ZP
ZCU
CYV
Componentes para vácuo

Série ZL

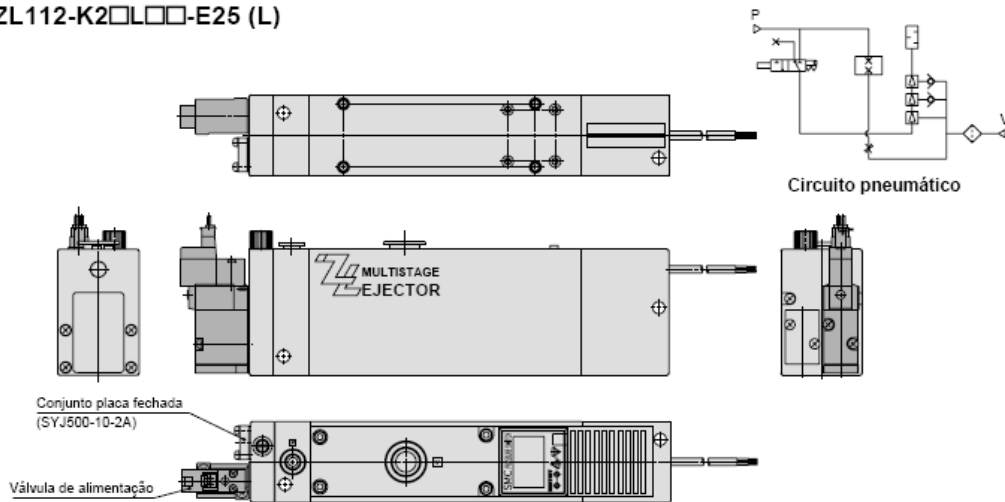
Dimensões/Série ZL112 (com válvula)

Com válvula de alimentação e de sopragem
ZL112-K1□L□□-E25 (L)

Escala: 40%



Com válvula de alimentação
ZL112-K2□L□□-E25 (L)



Ejector de vácuo multietapa

Série ZL212

Standard



Com vacuometro



Com vacuostato digital



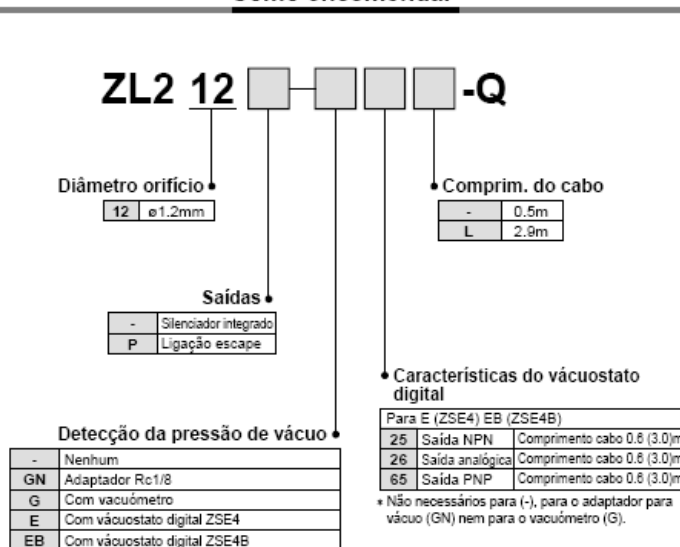
Com adaptador



Ligação de escape



Como encomendar



ZX

ZR

ZM

ZY

ZH

ZU

ZL

ZF

ZP

ZCU

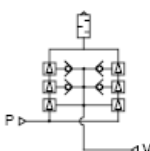
CVV

Componentes para vácuo

Características do ejector

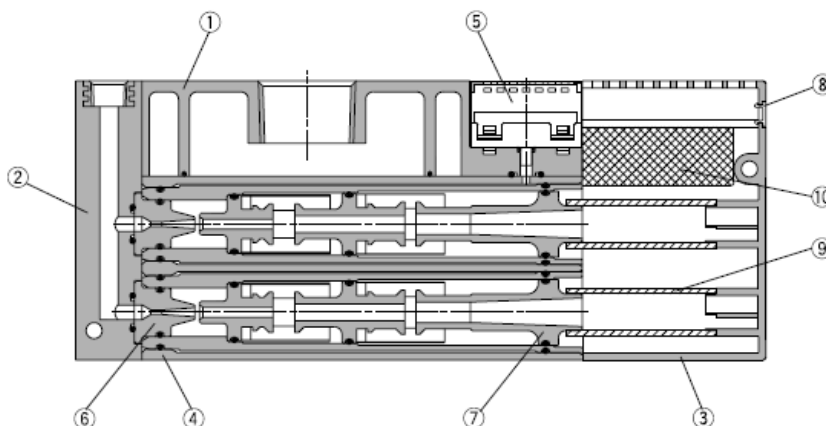
Modelo	ZL212
Diâmetro do orifício	$\varnothing 1.2\text{mm} \times 2$
Caudal máx. de aspiração	200ℓ/min (ANR)
Consumo de ar	126ℓ/min (ANR)
Máxima pressão de vácuo	-84kPa
Máxima pressão funcionamento	0.7MPa
Margem da pressão de alimentação	0.2 a 0.5MPa
Pressão de alimentação standard	0.4MPa
Margem da temperatura de trabalho	5 a 50°C

Símbolo standard



Série ZL

Construção



Listagem de componentes

Nº	Descrição	Referência	Observações
1	Cobertura de aspiração		
2	Cobertura frontal A		
3	Cobertura final		
4	Corpo		
5	Zona de deteção de vácuo		
6	Orifício		
7	Difusor		
8	Tampão	P397110	Excepto para vácuostatos
	Cobertura cabo	P397178	Características do vácuostato

Peças de substituição

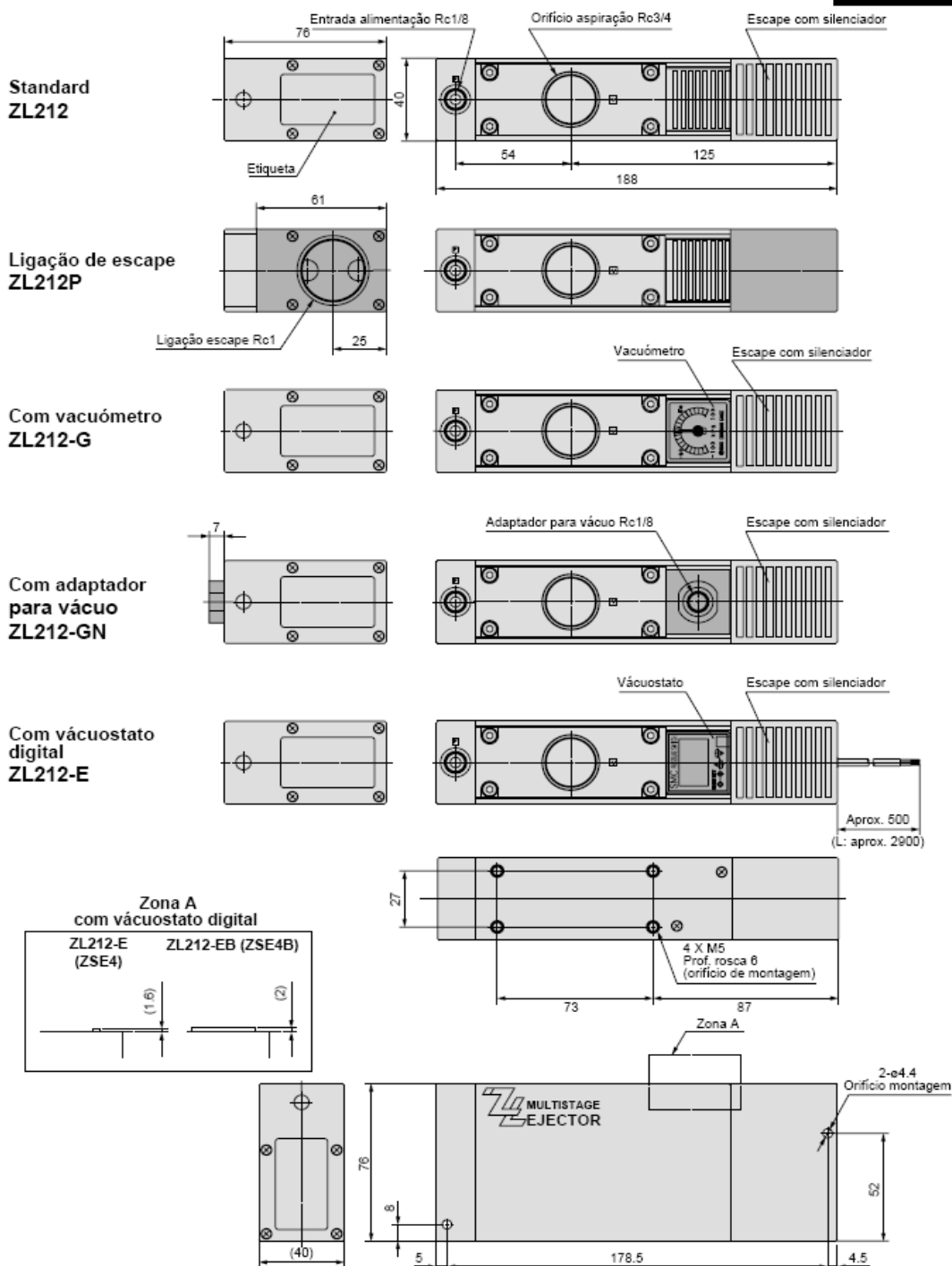
Nº	Descrição	Material	Referência
9	Isolante acústico A	PVF	P397114
10	Isolante acústico	PVF	P397230

* Quando realizar uma encomenda dum vacuómetro ou um vácuostato digital separadamente, indique a referência que aparece no epígrafe "Características das opções" da página 3.7-5.

Ejector de vácuo multietapa **Série ZL**

Dimensões/Série ZL212

Escala: 40%



ZX

ZR

ZM

ZY

ZH

ZU

ZL

ZF

ZP

ZCU

CVV

Componentes para vácuo

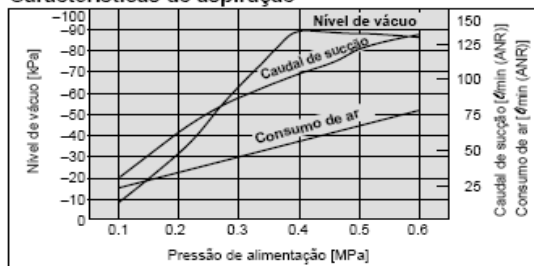


Série ZL Precauções específicas do produto

Seleção

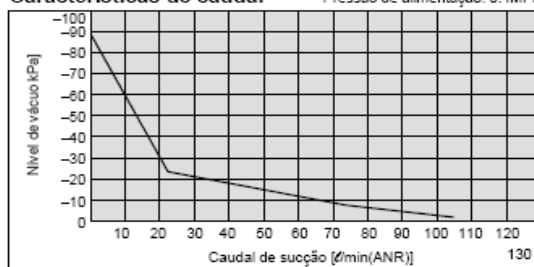
ZL112

Características de aspiração



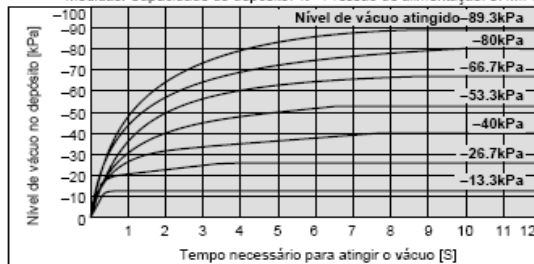
Características de caudal

Pressão de alimentação: 0.4MPa



Tempo necessário para atingir o vácuo

Medidas: Capacidade do depósito: 1ℓ Pressão de alimentação: 0.4MPa



Leitura dos gráficos

Indicam o tempo necessário para atingir o nível de vácuo determinado pelas condições de adsorção das peças, etc., a pressão atmosférica num depósito selado de 1ℓ. São necessários aproximadamente 8.8 segundos para atingir um nível de vácuo de -89.3kPa.

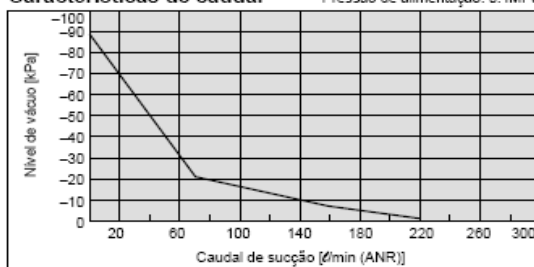
ZL212

Características de aspiração



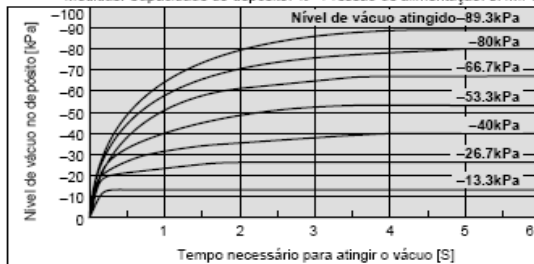
Características de caudal

Pressão de alimentação: 0.4MPa



Tempo necessário para atingir o vácuo

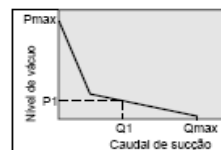
Medidas: Capacidade do depósito: 1ℓ Pressão de alimentação: 0.4MPa



Leitura dos gráficos

As características do caudal indicam que o nível de vácuo é inversamente proporcional ao caudal de sucção do ejetor, pelo qual, quando o nível de vácuo muda, o caudal de sucção do ejetor muda também. Geralmente, mostra a relação existente a uma pressão de trabalho standard do ejetor. No gráfico, Pmax representa o nível máximo de vácuo e Qmax o caudal de sucção máximo. Estes valores estão indicados no epígrafe das características dos catálogos, etc. A seguir são explicadas as alterações do nível de vácuo.

1. Se a ligação de aspiração do ejetor está fechada e selada fortemente, o caudal de sucção é "0" e nível de vácuo é incrementado ao máximo (Pmax).
2. Se a ligação de aspiração está aberta e o ar pode droturar (há fuga de ar), o caudal de sucção aumenta e o nível de vácuo diminui (P1 e Q1).
3. Se a ligação de aspiração está completamente aberta, o caudal de sucção aumenta ao máximo (Qmax), enquanto que o nível de vácuo diminui quase até "0" (pressão atmosférica).



Tomar precauções quando se adsorvem peças permeáveis ou sujeitas a fugas, etc. já que o nível de vácuo não será muito elevado.

ANEXO J

Catalogo do pressostato digital ISE-01-65-L (SMC)



CAT.ES100-42 ©-PO



Modelo com LED bicolor

Pressostato digital de grande precisão



Novos modelos
com ligações instantâneas!

Série **ZSE30/ISE30**



Modelo recto



Modelo em joelho

Modelo com LED bicolor
Pressostato digital de grande precisão



Série ZSE30/ISE30

Como encomendar

Para sobrepressão ISE30 — 01 — 25 — M

Para pressão de vácuo/reduzida ZSE30 — 01 — 25 — M

Opção 1

—	Sem cabo	
L	Cabo com conector (Compr. do cabo: 2m)	

Características do tubo

01	R 1/8 (com rosca fêmea M5)	
T1	NPT 1/8 (com rosca fêmea M5)	
C4H	Ligações instantâneas ø4 Ligações instantâneas ø5/32"	
C6H	Ligações instantâneas ø6	
N7H	Ligações instantâneas ø1/4"	
C4L	Ligações instantâneas ø4 Ligações instantâneas ø5/32"	
C6L	Ligações instantâneas ø6	
N7L	Ligações instantâneas 1/4"	

Características de saída

25	Saída NPN
65	Saída PNP
26	Saída de 1 a 5 V
28	Saída de 4 a 20 mA

Opção 2

—	Nenhum	
A	Suporte	
B	Montagem em painel	
D	Adaptador de montagem em painel + Cobertura de protecção frontal	

Referências opcionais

Quando precisar de peças opcionais em separado, utilize as seguintes referências para efectuar a encomenda.

Opções	Ref.	Nota
Cabo com conector	ZS-27-A	Compr. do cabo: 2 m
Suporte	ZS-27-B	Com parafusos de montagem (M3 x 5L: 2 unids.)
Adaptação de montagem em painel	ZS-27-C	Com M3 x 8L (2 unids.)
Montagem painel + Cobertura protecção frontal	ZS-27-D	Com M3 x 8L (2 unids.)

Características da unidade

—	Com função de comutação da unidade
M	Unidade SI fixa (Sistema de Unidades Internacional) <small>(Nota)</small>

Nota) Unidades fixas:
Para pressão de vácuo/reduzida: kPA
Para sobrepressão: MPa

Modelo com LED bicolor
Pressostato digital de grande precisão Série ZSE30/ISE30

Características técnicas



	ZSE30 (Vácuo/pressão reduzida)	ISE30 (Sobrepessão)
Margem da pressão nominal	-100.0 a 100.0 kPa	0.000 a 1.000 MPa
Margem da pressão de regulação	-101.0 a 101.0 kPa	-0.100 a 1.000 MPa
Pressão de teste	500 kPa	1.5 MPa
Unidade mínima de regulação	0.2 kPa	0.001 MPa
Fluido	Ar, gás inerte, gás não inflamável	
Tensão da fonte de alimentação	12 a 24 VCC, ondulação (p-p) 10% ou menos (com protecção de polaridade da fonte de alimentação)	
Consumo de corrente	45 mA ou menos (sem carga)	
Saída digital ^{Nota 1)}	Saída do colector aberto NPN ou PNP: 1 saída	
Corrente máx. da carga	80 mA	
Tensão máx. aplicada	30 V (com saída NPN)	
Tensão residual	1 V ou menos (com corrente de carga de 80 mA)	
Tempo de resposta	2.5 ms ou menos (tempos de resposta com função anti-vibração: 20 ms, 160 ms, 640 ms, 1280 ms)	
	Protecção contra curto-circuitos Com protecção contra curto-circuitos	
Repetitividade	±0.2% D.T. ±2 dígito ou menos	±0.2% D.T. ±1 dígito ou menos
Saída analógica	Nota 2) Saída de tensão	Tensão de saída: 1 a 5 V ±2.5% D.T. ou menos (com margem da pressão nominal) Linearidade: ±1% D.T. ou menos, impedância de saída: Aprox. 1 kΩ
	Nota 3) Saída de corrente	Corrente de saída: 4 a 20 mA ±2.5% D.T. ou menos (com margem da pressão nominal) Linearidade: ±1% D.T. ou menos Impedância máxima da carga: 300 Ω com tensão da fonte de alimentação de 12V; 600 Ω com tensão da fonte de alimentação de 24V Impedância mínima da carga: 50 Ω
Histerese	Modo de histerese	Ajustável (pode ser ajustado a partir de 0)
	Modo janela de comparação	
Visor	3 1/2 dígitos, 7 indicadores de segmento, visor bicolor (vermelho e verde) Ciclo de exemplo: 5 vezes/s	
Precisão do visor	±2% D.T. ±2 dígitos (a 25°C temperatura ambiente)	±2% D.T. ±1 dígito (a 25°C temperatura ambiente)
Indicador	Acende quando a saída está ligada (ON). (Verde)	
Características da temperatura	±2% D.T. ou menos (com base em 25°C)	
Resistência ao ambiente	Revestimento	IP40
	Margem temp. de trabalho	Trabalho: 0 a 50°C, Armazenado: -10 a 60°C (sem congelação nem condensação)
	Margem humidade trabalho	Trabalho e armazenado: 35 a 85%RH (sem condensação)
	Resistência dieléctrica	1000 VCA durante 1 min. entre as peças em trabalho e a caixa
	Resistência do isolamento	50 MΩ ou mais entre as peças em trabalho e a caixa (a 500 VCC)
Resistência à vibração	10 a 150 Hz, 1.5 mm ou 20 m/s ² de amplitude nos sentidos X, Y, Z, durante 2 horas cada	
Resistência de impacto	100 m/s ² nos sentidos X, Y, Z, 3 vezes cada	
Norma	Em conformidade com a marca CE e as normas UL (CSA)	

Nota 1) Quando se selecciona a saída digital, a saída analógica não está disponível.

Nota 2) Quando se selecciona a saída de tensão, não está disponível uma selecção simultânea da saída digital e da saída de corrente.

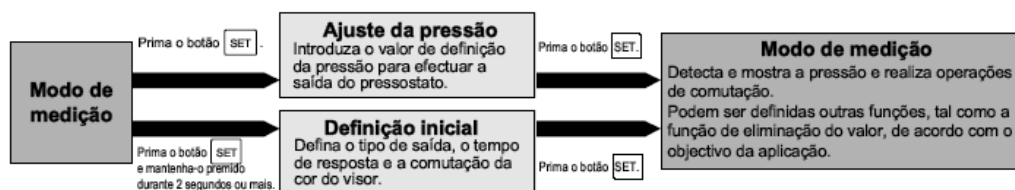
Nota 3) Quando se selecciona a saída de corrente, não está disponível uma selecção simultânea da saída digital e da saída de tensão.

Características do tubo

Peça	O1	T1	C4H	C6H	N7H	C4L	C6L	N7L
Rosca da ligação	R1/8 M5	NPT1/8 M5	-	-	-	-	-	-
	Ligação instantânea Modelo recto	-	-	ø4 mm ø5/32 polegadas	ø6 mm	ø1/4 polegada	-	-
Ligação instantânea Modelo em joelho	-	-	-	-	-	ø4 mm ø5/32 polegadas	ø6 mm	ø1/4 polegada
Materiais das peças em contacto com líquidos	Área de recepção de pressão do transdutor: silício, ligação da tubagem: C3602 (níquelado electrolítico), junta tórica: HNBR		Junta tórica: NBR			Junta tórica: NBR, racor: PBT		
	Peso	Com cabo com conector (2 m)	81 g	76 g		78 g		
Sem cabo com conector		43 g	38 g		40 g			

Série ZSE30/ISE30

Ajuste



Definição inicial

Modo de definição inicial

Prima e mantenha premido o botão SET durante 2 segundos ou mais. O monitor apresentado refere-se à Figura A abaixo e o pressostato fica em modo de definição da cor do visor.



Figura A

Se a especificação da unidade indicada no momento do pedido for "M", vai ser utilizada a unidade SI fixa. Se for -, consulte a secção "Função de Comutação da Unidade" na página 5.

1. Definição da cor do visor

Selecione a cor para o visor LCD.

Prima o botão Δ UP ou ∇ DOWN para seleccionar uma cor para o visor.



ON: Vermelho



ON: Verde



ON/OFF: Vermelho



ON/OFF: Verde

Prima o botão SET para definir a cor e continue com a definição do modo de funcionamento.

Se a saída analógica estiver definida, prima Δ UP or ∇ DOWN e selecione a cor pretendida para o visor entre Grn (Verde) ou red (Vermelho). Prima o botão SET para sair deste modo e voltar ao modo de medição.

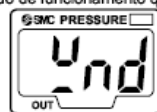
2. Definição do modo de funcionamento

Este modo vai deixá-lo seleccionar o modo de funcionamento do pressostato.

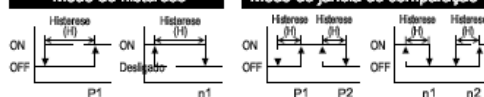
Enquanto se mostrar o modo de funcionamento actual, prima Δ UP ou ∇ DOWN para seleccionar o novo modo de funcionamento que desejar.



Modo de histerese



Modo de janela de comparação



(Standard: Definição de fábrica) Inverso (Standard: Definição de fábrica) (Inverso)

Prima o botão SET para definir o modo e continue com a definição do tipo de saída.

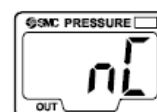
3

3. Definição do tipo de saída

O tipo de saída do pressostato pode ser definida arbitrariamente. Enquanto se mostrar o tipo de saída actual, prima ∇ DOWN para mudar de normalmente aberto $n0$ e normalmente fechado $n1$.



Normalmente aberto



Normalmente fechado

Prima o botão SET para definir o tipo de saída e continue com a definição do tempo de resposta.

4. Definição do tempo de resposta

O tempo de resposta da saída do pressostato pode ser definido arbitrariamente.

Para evitar a vibração com uma definição do tempo de resposta. Enquanto se mostrar o tempo actual de resposta, prima Δ UP ou ∇ DOWN para seleccionar um novo tempo de resposta.



2.5 ms



20 ms



160 ms



640 ms



1280 ms

Prima o botão SET para definir o tempo de resposta e continue com a predefinição automática.

Se o modo em funcionamento for o modo de janela de comparação, prima o botão SET para voltar ao modo de medição.

5. Definição da predefinição automática

Esta função armazena a pressão de medida que é definida durante o modo de predefinição automática como valor básico.

Enquanto se mostrar a definição actual, prima Δ UP ou ∇ DOWN para o seleccionar como predefinição automática.



Manual



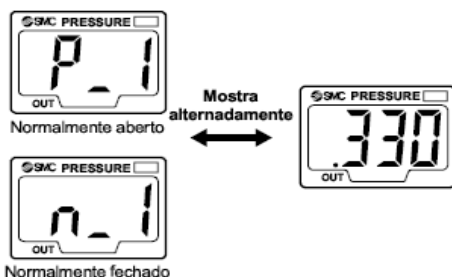
Automática

Prima o botão SET para definir a predefinição automática e voltar ao modo de medição.



Ajuste da pressão**Definição manual**

Prima o botão SET no modo de medição para mostrar o valor definido. P_{set} e o valor actual definido fica intermitente.



Prima o botão SET para mostrar o próximo valor definido. Prima o botão Δ UP ou ∇ DOWN para alterar o valor. (Consulte a secção "Como definir valores" no canto inferior direito desta página.)

Modo de histerese

Neste modo, a histerese (H) e o valor definido para a histerese são mostrados alternadamente depois de definir P1. Prima o botão SET para voltar ao modo de medição normal. Prima o botão Δ UP or ∇ DOWN para alterar o valor. (Consulte a secção "Como definir valores" abaixo à direita.)

Modo de janela de comparação

Neste modo, apresenta-se alternadamente P2 e o valor actual definido depois de definir P1. Prima o botão SET para mostrar o próximo valor definido (H: histerese). Prima o botão Δ UP ou ∇ DOWN para alterar o valor. (Consulte a secção "Como definir valores" à direita.)

Em seguida, H e o valor definido para a histerese serão apresentados alternadamente. Prima o botão SET para voltar ao modo de medição normal. Prima o botão Δ UP ou ∇ DOWN para alterar o valor. (Consulte a secção "Como definir valores" à direita.)

O valor definido da pressão pode ser verificado sem manter ou interromper a operação de saída do pressostato.

Definição da predefinição automática**1. Modo de preparação da predefinição automática**

No modo de medição, prima o botão SET para activar o modo de preparação da predefinição automática e vai ser aparecer $RP1$. Continue preparando os dispositivos para efectuar a definição da pressão. Enquanto $RP1$ ainda aparecer no visor, prima Δ UP e ∇ DOWN simultaneamente para voltar ao modo de medição.

**2. Definição da predefinição automática**

Prima o botão SET para activar o modo para execução das funções de predefinição automática. Quando aparecer RH , inicie o funcionamento do sistema e altere a pressão. O valor definido vai ser automaticamente definido e armazenado. Enquanto aparecer RH , prima SET para completar a definição e voltar ao modo de medição normal.

**Como definir valores**

Para introduzir um valor como para a definição da pressão:

1. Prima o botão Δ UP ou ∇ DOWN para alterar o valor definido. O primeiro dígito fica intermitente.



1º dígito

2. Prima o botão Δ UP ou ∇ DOWN para definir o valor arbitrariamente. (Se não premir nenhum botão durante mais de 10 segundos, o valor da corrente vai ser automaticamente definido e a função volta ao modo de visualização do valor definido.)

3. Cada vez que premir o botão SET, o dígito seguinte (maior) fica intermitente.



2º dígito



3º dígito

Quando o dígito mais à esquerda for zero, " " ou " " ficam intermitentes.

Se premir o botão SET enquanto o dígito mais à esquerda estiver intermitente, o dígito mais à direita fica intermitente.



4. Prima e mantenha premido o botão SET durante 1 segundo ou mais para voltar ao modo de visualização do valor definido.

Série ZSE30/ISE30

Ajuste

Definição da função

Indica a calibração

Durante o modo de definição, prima SET e ∇ DOWN simultaneamente e mantenha-os premidos durante 2 segundos ou mais e F5% vai aparecer o valor medido actual.

Prima o botão Δ UP ou ∇ DOWN para alterar o valor definido. Se não premir nenhum botão durante mais de 2 segundos depois de alterar o valor definido, o modo de visualização volta a mostrar F5% e o valor medido actual.



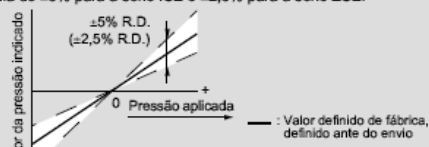
Prima o botão SET para mostrar o valor ajustado (percentagem). O valor ajustado e F5% são alternados no visor.



Prima o botão SET para voltar ao modo de medição normal.



Esta função elimina as ligeiras diferenças nos valores de saída e permite uniformidade na visualização dos números. Os valores indicados dos pressostatos podem ser ajustados numa média de $\pm 5\%$ para a série ISE e $\pm 2,5\%$ para a série ZSE.



Nota) Quando a função de calibração do visor for utilizada, o valor de regulação da pressão pode variar ± 1 dígito.

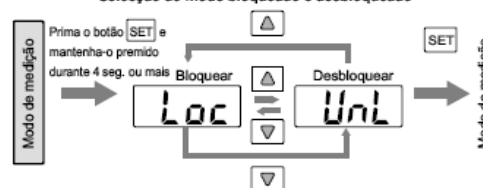
Função de retenção de máximo/mínimo

Esta função detecta e actualiza de forma constante os valores máximo e mínimo da pressão e permite reter o valor apresentado. Para utilizar uma função de retenção do valor máximo, prima e mantenha premido o botão Δ UP durante 1 segundo ou mais. O valor máximo da pressão é retido e fica intermitente. Prima e mantenha premido o botão Δ UP novamente durante 1 segundo ou mais para desactivar esta função e voltar ao modo de medição. Para utilizar uma função de retenção do valor mínimo, prima o botão ∇ Botão DOWN durante 1 segundo ou mais. O valor mínimo da pressão é retido e fica intermitente. Prima e mantenha premido o botão ∇ DOWN novamente durante 1 segundo ou mais para desactivar esta função e voltar ao modo de medição.

Função de bloqueio

Esta função evita operações incorrectas tal como a alteração accidental do valor definido. Prima e mantenha premido o botão SET durante 4 segundos ou mais para mostrar a definição actual Loc ou Unl. Prima o botão Δ UP or ∇ DOWN para seleccionar a definição e defina esta função com o botão SET. Utilize o modo Loc para evitar uma utilização accidental dos botões. Para desactivar a função de bloqueio das teclas, prima e mantenha premido o botão SET durante 4 segundos ou mais para mostrar a definição actual, e seleccione o modo Unl.

Seleção do modo bloqueado e desbloqueado

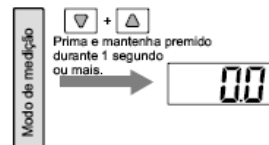


Função de saída zero (ADJ zero)

Esta função apaga e restabelece o valor apresentado desde que a pressão medida se situe dentro de ± 70 dígitos da pressão atmosférica.

(Devido à diferença de cada produto, a margem de definição varia $\pm 10\%$ D.T.)

Esta função é eficaz para detectar flutuações na pressão que excedam uma determinada quantidade sem serem afectadas pela pressão de entrada. Prima e mantenha premido o botão Δ UP e ∇ DOWN simultaneamente para repor o visor. Solte os botões para voltar ao modo de medição.



Função de conversão da unidade

Quando não seleccionar "M" na especificação da unidade a unidade pretendida pode ser seleccionada.

Prima o botão Δ UP ou ∇ DOWN para comutar a unidade, e o valor definido é automaticamente convertido.

A ordem de conversão é: PA \leftrightarrow GF \leftrightarrow bAR \leftrightarrow PSI \leftrightarrow inHg \leftrightarrow mmHg. Prima o botão SET para definir a unidade e continue com a definição da cor do visor.

Para pressão vácuo/reduzida Pa \leftrightarrow kgf/cm 2 \leftrightarrow bar \leftrightarrow psi \leftrightarrow inchHg \leftrightarrow mmHg

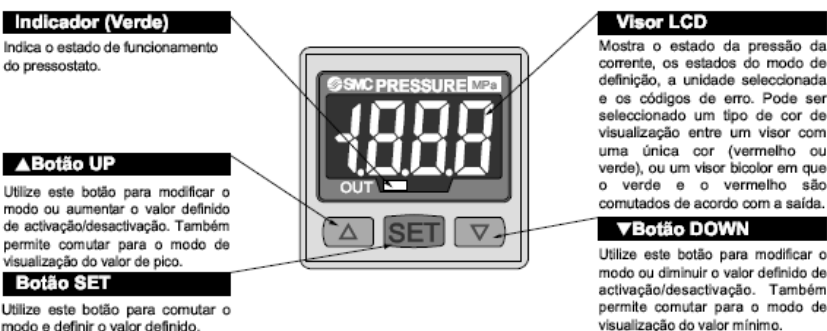
Para sobrepressão MPa \leftrightarrow kgf/cm 2 \leftrightarrow bar \leftrightarrow psi

Indicação das unidades

Unidades do visor	ISE30	ZSE30
Pa	0.001 MPa	0.2 kPa
kgf/cm 2	0.01	0.002
bar	0.01	0.002
psi	0.2	0.05
mmHg	—	2
inchHg	—	0.2

Modelo com LED bicolor
Pressostato digital de grande precisão Série ZSE30/ISE30

Descrição



Correcção de erros

Quando aparecerem erros tome as seguintes medidas correctivas.

Descrição do erro	Visor LCD	Condição	Solução
Erro de excesso de corrente	Er1	A corrente da carga da saída digital é superior a 80 mA.	Interrompa a alimentação de energia. Depois de eliminar o factor de saída que provocou o excesso de corrente,
Erro da pressão residual	Er3	A pressão é aplicada durante a operação da saída zero como se indica a seguir: Quando se utiliza o pressostato para sobrepressão: ±0.071MPa ou mais. Quando se a sobrepressão do o pressostato: ±7.1 kPa ou mais. Depois de mostrar durante 3 segundos, vai voltar ao modo de medição. Devido à diferença de cada produto, a margem de definição varia ±10% D.T.	Reponha a pressão ao nível da pressão atmosférica e tente utilizar a função de saída de zero.
Erro da pressão aplicada	H H H	A pressão de entrada ultrapassa a pressão máxima de regulação.	Reduza/aumente a entrada de pressão para os níveis da margem de regulação da pressão.
	L L L	A pressão de entrada é inferior à pressão mínima de regulação.	
Erro do sistema	Er4	Erro interno de dados	Interrompa a alimentação de energia. Volte a ligar a fonte de alimentação. Se não voltar a ligar-se, entre em contacto com a SMC para realizar uma inspeção.
	Er6	Erro interno de dados	
	Er7	Erro interno de dados	
	Er8	Erro interno de dados	

Circuito interno e exemplos de cablagem

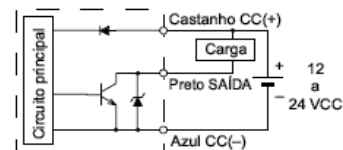
-25

Saída do colector aberto NPN

Máximo 30 V, 80 mA

Tensão residual:

1 V ou menos



-26

Saída analógica

1 a 5 V (±2,5% D.T.)

Impedância da carga:

1 kΩ



-28

Saída analógica

4 a 20 mA (±2,5% D.T.)

Impedância máxima da carga:

Tensão fonte de alm. 12 V: 300 Ω

Tensão fonte de alm. 24 V: 600 Ω

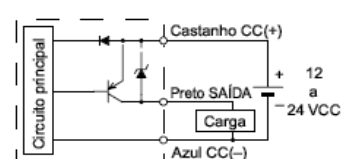
Impedância mín. da carga: 50 Ω



-65

Colector aberto PNP

Máximo 80 mA





Série ZSE30/ISE30

Normas de segurança

O objectivo destas precauções é evitar situações de risco e/ou danos no equipamento. Estas normas indicam o grau de perigo potencial através das etiquetas "**Precaução**", "**Advertência**" ou "**Perigo**". Para garantir a segurança, observe as normas ISO 4414 Nota 1), JIS B 8370 Nota 2) e os outros regulamentos de segurança.

⚠ Precaução : O uso indevido pode causar prejuízos ou danos no equipamento.

⚠ Advertência : O uso indevido pode causar sérias lesões e inclusive a morte.

⚠ Perigo : Em casos extremos podem causar sérias lesões e inclusive a morte.

Nota 1) ISO 4414 : Sistemas pneumáticos – Recomendações para aplicações de transmissões e sistemas de controlo.
Nota 2) JIS B 8370 : Normativa para sistemas pneumáticos.

⚠ Advertência

1. A compatibilidade do equipamento eléctrico é da responsabilidade exclusiva da pessoa que desenha ou decide as suas especificações.

Uma vez que os produtos aqui especificados podem ser utilizados em diferentes condições de trabalho, a sua compatibilidade para uma aplicação determinada deve basear-se em especificações ou na realização de provas para confirmar a viabilidade do equipamento sob as condições da operação.

2. As máquinas e equipamentos pneumáticos devem ser utilizados só por pessoal qualificado.

O ar comprimido pode ser perigoso se utilizado incorrectamente. O manuseamento, assim como os trabalhos de montagem e reparação, devem ser realizados por pessoal qualificado.

3. Não realize trabalhos de manutenção em máquinas e equipamento, nem tentar substituir componentes sem tomar as medidas de segurança correspondentes.

1. A inspecção e manutenção do equipamento não devem ser efectuados sem antes ter sido confirmado que todos os elementos do sistema se encontram num estado seguro.
2. Para substituir componentes, confirme que foram tomadas as medidas de segurança tal como se indica acima. Elimine a pressão que alimenta o equipamento e expulse todo o ar residual do sistema.
3. Antes de reiniciar o equipamento tome as medidas necessárias para evitar possíveis acidentes de arranque, entre outros, com a haste do cilindro. (Introduza gradualmente ar no sistema para criar uma contrepessão).

4. Consulte a SMC se prever o uso do produto numa das seguintes condições:

1. As condições da aplicação fora das especificações indicadas ou se o produto for usado ao ar livre (intempérie).
2. Em aplicações onde o tipo de fluido, ou o seu conteúdo de aditivos, possa ocasionar algum perigo.
3. Se o produto for usado para aplicações que possam provocar consequências negativas em pessoas, bens ou animais e requer uma análise especial de segurança.



Série ZSE30/ISE30

Precauções do pressostato 1

Leia atentamente antes de utilizar. Consulte as páginas 10 a 12 para obter as normas de segurança e as precauções do pressostato, e a página 13 para obter as precauções específicas dos produtos.

Desenho e selecção

⚠ Advertência

1. Utilize o aparelho apenas dentro da tensão especificada.

A utilização do aparelho fora das margens da tensão especificada pode provocar não só o funcionamento defeituoso e danos no aparelho mas também electrocussão e incêndio.

2. Não ultrapasse a carga máxima admissível.

Uma carga que exceda a carga máxima admissível pode provocar danos no aparelho ou encurtar a sua duração.

3. Não utilize uma carga que crie picos de tensão.

Embora esteja instalado um protector contra picos de tensão no circuito no lado da saída do aparelho, podem ainda ocorrer danos se os picos de tensão forem aplicados repetidamente. Quando uma carga que gere picos de tensão, como um relé ou solenóide, for transportada directamente, utilize um modelo de transdutor com um elemento de absorção de picos incorporado.

4. Visto que o tipo de fluidos aplicável varia de acordo com o produto, verifique as características.

Os pressostatos não têm um índice de protecção contra explosões. Para evitar um possível risco de incêndio, não utilize com gases ou fluidos inflamáveis.

5. Utilize o pressostato dentro da margem de regulação da pressão máxima de trabalho.

Pode dar-se um funcionamento defeituoso se o transdutor for utilizado fora da margem de pressão regulada, e o sensor pode sofrer danos permanentes se for utilizado com uma pressão acima da pressão máxima de trabalho.

Montagem

⚠ Advertência

1. Se o equipamento não estiver a funcionar correctamente, não continue a utilizá-lo.

Ligue o ar e a energia depois da instalação, reparação ou modificação e verifique o seu correcto funcionamento. O aparelho deve ser revisto para um correcto funcionamento e para detectar possíveis fugas.

2. Monte os detectores com o binário de aperto apropriado.

Quando um detector for apertado para além do binário de aperto especificado, os parafusos de montagem, o suporte de montagem ou o detector podem ficar danificados. Por outro lado, se apertar com um binário de aperto abaixo do valor especificado, os parafusos de instalação podem desapertar-se durante o funcionamento.

Tam. nominais da rosca	Binário de aperto
M5	1/6 de rotação depois de apertar manualmente
R 1/8, NPT 1/8	7 a 9 N·m

3. Aplique unicamente a chave na secção metálica do invólucro principal ao instalar o pressostato no sistema de tubagem.

Não utilize a chave na secção de resina, visto que poderia provocar danos no aparelho.

Cablagem

⚠ Advertência

1. Verifique a cor e o número de terminal ao efectuar a cablagem.

Uma cablagem incorrecta pode provocar danos e um funcionamento defeituoso do aparelho. Verifique a cor e o número de terminal no manual de instruções ao efectuar a cablagem.

2. Evite torcer ou esticar os cabos repetidamente.

Se aplicar repetidamente esforços de torção e de tensão nos cabos, estes podem romper-se. Se achar que o cabo está danificado e que poderá provocar um funcionamento defeituoso, substitua-o.

3. Confirme o isolamento correcto da cablagem.

Confirme o isolamento correcto da cablagem (o contacto com outros circuitos, falta de ligação à terra, isolamento incorrecto entre terminais, etc.). Podem ocorrer danos devido ao excesso de caudal de corrente num detector.

Ambiente de trabalho

⚠ Advertência

1. Nunca utilize na presença de gases explosivos.

Os pressostatos não têm um índice de protecção contra explosões. Nunca utilize na presença de gases explosivos visto que poderia provocar uma explosão grave.

Manutenção

⚠ Advertência

1. Efectue inspecções periódicas para assegurar o correcto funcionamento do pressostato.

Um funcionamento defeituoso inesperado pode representar um possível perigo.

2. Tome precauções ao utilizar um pressostato para um circuito de segurança.

Quando utilizar um pressostato num circuito de segurança, utilize um sistema múltiplo de segurança para evitar problemas ou um funcionamento defeituoso. Verifique regularmente o funcionamento do aparelho e da função de segurança.



Série ZSE30/ISE30

Precauções do pressostato digital 1

Leia atentamente antes de utilizar. Consulte as páginas 10 a 12 para obter as normas de segurança e as precauções do pressostato, e a página 13 para obter as precauções específicas dos produtos.

Seleção

⚠ Advertência

1. Controle a queda interna de tensão do detector.

Quando utilizar abaixo de uma tensão específica, é possível que a carga possa ser ineficaz mesmo que a função de comutação da pressão seja normal. Assim, deve respeitar a fórmula indicada abaixo depois de confirmar a tensão mínima de funcionamento da carga.

$$\text{Tensão de alimentação} - \text{Queda interna de tensão do detector} > \text{Tensão mínima de trabalho da carga}$$

⚠ Precaução

1. Os dados do pressostato vão ser armazenados mesmo depois de desligar o aparelho.

Os dados introduzidos (pressão definida, etc.) vão ser armazenados na EEPROM de forma a que os dados não se percam depois de desligar o aparelho. (Os dados vão ser armazenados durante mais de 100.000 horas depois de desligar o aparelho.)

Montagem

⚠ Advertência

1. Trabalho

Consulte o manual de instruções para obter o funcionamento do pressostato digital.

2. Não toque o indicador LCD.

Não toque o indicador em LCD do aparelho durante o funcionamento. A electricidade estática pode interferir na leitura.

3. Ligação de pressão

Não introduza cabos ou objectos semelhantes na ligação de pressão visto que isso poderia danificar o aparelho e provocar um funcionamento defeituoso.

Cablagem

⚠ Advertência

1. Não efectue a cablagem em conjunto com linhas de alta tensão.

Efectue a cablagem separadamente das linhas de alta tensão, evitando cablagens na mesma caixa de ligações que estas linhas. Os circuitos de controlo que contenham detectores podem ter um funcionamento defeituoso devido ao ruído destas linhas.

2. Não provoque um curto-circuito nas cargas.

Embora os pressostatos digitais indiquem um erro de excesso de corrente se as cargas sofrerem um curto-circuito, não se pode proteger todas as cablagens incorrectas. Evite efectuar uma cablagem incorrecta.

No que se refere aos outros pressostatos, estes vão ficar automaticamente danificados se as cargas sofrerem um curto-circuito. Tome especial atenção para evitar uma cablagem inversa entre a linha de fonte de alimentação castanha e a linha de saída preta.

3. Ligue um fio CC(-) (azul) o mais perto possível da ligação à terra da fonte de alimentação CC.

Se ligar uma fonte de alimentação fora da ligação à terra pode provocar um funcionamento defeituoso devido ao ruído dos dispositivos que estão ligados à terra.

4. Não tente inserir ou puxar o transdutor ou seu conector quando o aparelho estiver ligado. Pode provocar um funcionamento defeituoso da saída digital.

Alimentação de ar

⚠ Advertência

1. Utilize o aparelho dentro da margem especificada para temperatura ambiente e de fluido.

A temperatura de trabalho ambiente e do fluido é a seguinte:

Pressostatos digital: 0° até 50°C

Outros pressostatos: 0° até 60°C

Tome as medidas necessárias para evitar a congelação da condensação nos circuitos quando é utilizado a 5°C, visto que pode provocar danos na junta tórica e obter um funcionamento defeituoso. É recomendada a instalação de um secador de ar para eliminar qualquer tipo de condensação e humidade. Nunca utilize o pressostato num ambiente em que existem mudanças bruscas de temperatura, mesmo quando estas temperaturas se situem dentro da margem de temperatura especificada.

2. Vácuostato

Um impulso de pressão instantâneo de até 500kPa (0.5MPa) (no momento da libertação de vácuo) não vai afectar o desempenho do vácuostato. No entanto, deve evitar uma pressão constante de 200kPa (0.2MPa) ou mais.

Ambiente de trabalho

⚠ Advertência

1. Não utilize em ambientes com criação de picos de tensão.

Quando existem unidades que criam uma grande quantidade de picos de tensão na zona à volta de pressostatos (p. ex., elevadores electromagnéticos, fornos de indução de alta frequência, motores), isto pode provocar a deterioração ou danos no circuito interno do pressostato. Evite e tome as medidas de protecção necessárias contra as fontes de criação de picos de tensão e linhas cruzadas.

2. Ambiente de trabalho

Em regra geral, os pressostatos digitais aqui apresentados não são à prova de pó ou de salpicos. Evite utilizar em ambientes com probabilidades de salpicos ou pulverização de líquidos (água, óleo, etc.). Se utilizar num ambiente assim, utilize um modelo de pressostato à prova de pó e de salpicos.

Manutenção

⚠ Precaução

1. Limpeza do corpo do pressostato

Retire a sujidade com um pano macio. Se a sujidade não sair facilmente, utilize um detergente neutro diluído em água para molhar um pano macio. Limpe o pressostato unicamente depois de espremer o excesso de água do pano húmido. Em seguida, termine a operação limpando-o com um pano seco.



Série ZSE30/ISE30

Precauções específicas do produto 1

Leia atentamente antes de utilizar. Consulte as páginas 10 a 12 para as normas de segurança e as precauções do pressostato.

Funcionamento

⚠ Advertência

1. Não deixe cair, não tropece, nem aplique uma força excessiva. (980m/s²) quando utilizar. Embora o corpo do sensor possa não sofrer danos, as peças internas do mesmo pode ficar danificado e provocar um funcionamento defeituoso.
2. A força de tensão do cabo é de 35N. Se aplicar uma força excessiva pode provocar um funcionamento defeituoso. Ao manusear, segure o corpo do sensor—não o segure pelo cabo.
3. Não exceda o binário de aperto de 7 a 9 N·m ao instalar a tubagem. Se ultrapassar este valor pode provocar um funcionamento defeituoso do sensor.
4. Não utilize transdutores com gases ou líquidos corrosivos e/ou inflamáveis.
5. Deixe uma margem suficiente de comprimento da tubagem para evitar a aplicações de esforços de tensão, torção ou cargas momentâneas nos tubos e racores.
6. Quando utilizar um tubo não fabricado pela SMC, certifique-se de que a tolerância do D.E. do tubo cumpre as seguintes especificações.
 - 1) Tubagem de nylon: ± 0.1 mm ou menos
 - 2) Tubos de nylon flexível: ± 0.1 mm ou menos
 - 3) Tubos de poliuretano: $+0.15$ mm ou menos, -0.2 mm ou menos
7. O fluido aplicável é o ar. Consulte a SMC se precisar de utilizar o aparelho com outros tipos de fluido.

Ligação

⚠ Advertência

1. A cablagem incorrecta pode provocar danos no aparelho e provocar uma saída com um funcionamento defeituoso ou incorrecto. As ligações devem ser feitas enquanto o aparelho estiver desligado.
2. Não tente inserir ou puxar o transdutor ou seu conector quando o aparelho estiver ligado. Pode provocar um funcionamento defeituoso da saída digital.
3. Efectue a cablagem separadamente das linhas de alta tensão, evitando cablagens na mesma caixa de ligações que estas linhas. Pode ocorrer um funcionamento defeituoso devido ao ruído destas linhas.
4. Se for utilizado um regulador de comutação disponível no mercado, certifique-se de que o terminal F.G. está ligado à terra.

13

Ambiente de trabalho

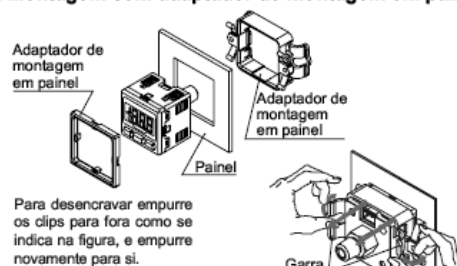
⚠ Advertência

1. Os nossos pressostatos são produtos com a marca CE; no entanto, não estão equipados com protecção contra picos de tensão de relâmpagos. As medidas de protecção contra picos de tensão de relâmpagos devem ser directamente aplicadas nos componentes do sistema, caso seja necessário.
2. Os nossos pressostatos não têm um índice de protecção contra explosões. Nunca utilize na presença de gases explosivos visto que poderia provocar uma explosão grave.
3. Não utilize num ambiente onde a electricidade estática possa provocar problemas. Se o fizer pode provocar falhas ou um funcionamento defeituoso do sistema.

Montagem

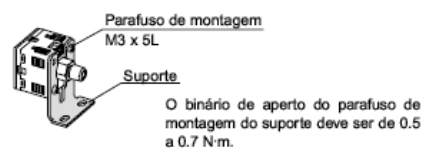
⚠ Precaução

1. Montagem com adaptador de montagem em painel



2. Montagem com suporte

Monte um suporte ao corpo utilizando dois parafusos de montagem M3 x 5L e instale a tubagem com parafusos sextavados. O pressostato pode ser instalado na horizontal dependendo do local de instalação.



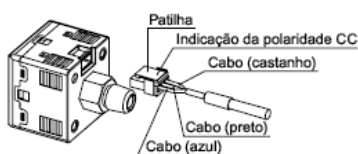


Série ZSE30/ISE30 Precauções específicas do produto 2

Leia atentamente antes de utilizar. Consulte as páginas 10 a 12 para as normas de segurança e as precauções do pressostato.

Para introduzir/retirar o conector

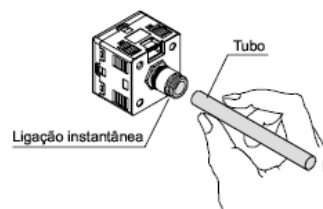
- Para ligar ao conector, introduza-o a direito pressionando simultaneamente a patilha e empurre a patilha para dentro da ficha do invólucro e bloqueie-a.
- Para retirar o conector, puxe-o directamente enquanto pressiona a patilha com o polegar, para libertá-la da ficha.



- Não tente inserir ou puxar o pressostato ou seu conector quando o aparelho estiver ligado. Pode provocar um funcionamento defeituoso da saída digital.

Tubagem

- Corte o tubo na vertical.
- Segure o tubo e insira-o cuidadosamente na ligação instantânea, colocando-o completamente no racor.



Margem da pressão de regulação e margem da pressão nominal

⚠ Precaução

Ajuste a pressão dentro da margem de pressão nominal.

A margem da pressão de regulação é a margem de pressão que é possível regular.

A margem de pressão nominal é a margem da pressão que corresponde às características técnicas (precisão, linearidade, etc.) do pressostato. Embora seja possível definir um valor fora da margem de pressão nominal, não é possível garantir as especificações mesmo se o valor se situar dentro da margem de pressão de regulação.

Detector		Margem de pressão				
		-100 kPa	0	100 kPa	500 kPa	1 MPa
Para pressão de vácuo/reduzida	ZSE30	-100 kPa	100 kPa			
		-101 kPa	101 kPa			
Para sobrepressão	ISE30		0	1 MPa		
		-100 kPa (-0.1 MPa)		1 MPa		

■ Margem da pressão nominal do pressostato
■ Margem da pressão de regulação do pressostato