

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Impianti Gas Medicali per la Medicina delle Catastrofi



Relatore
Prof. Umberto Lucia

Candidata
Erika Pellegrino

Correlatrice
Ing. Giulia Grisolia

Anno Accademico 2020/2021

*Alla mia famiglia,
principio di ogni cosa.*

Indice

Abstract	8
1. Gas Medicinali	9
1.1 Generalità.....	9
1.2 Gas medicinali come dispositivi medici.....	10
1.3 Impianti di distribuzione dei gas medicinali.....	11
1.3.1 Manutenzione e verifiche.....	12
2. Proprietà dei gas medicali	14
2.1 Ossigeno terapeutico.....	14
2.1.1 Fisiologia della respirazione.....	15
2.1.2 Saturimetria.....	16
2.1.3 Ipossia.....	18
2.1.4 Ossigenoterapia.....	19
2.2 Aria medica.....	20
3. Erogazione dei gas medicali	22
3.1 Sorgenti di erogazione.....	22
3.1.1 Bombole per ossigeno gassoso.....	22
3.1.2 Pacchi bombole.....	25
3.1.3 Serbatoi criogenici.....	26
3.2 Concentratori di ossigeno.....	29
3.2.1 Adsorbimento dell'oscillazione di pressione.....	29
3.2.2 Zeolite.....	31
3.3 Percentuale di purezza.....	32
4. Edifici per l'emergenza sanitaria	34
4.1 Eventi catastrofici.....	34
4.2 Medicina delle Catastrofi.....	35
4.3 Strutture sanitarie da campo.....	36
4.3.1 Posto Medico Avanzato.....	36

4.3.2	Ospedale da campo.....	39
4.3.2.1	Tende da campo.....	40
4.3.2.2	Container.....	41
5.	Impianti di distribuzione dei gas medicali.....	46
5.1	Generalità.....	46
5.1.1	Requisiti generali.....	47
5.2	Unità funzionali.....	48
5.2.1	Centrale di alimentazione.....	48
5.2.2	Rete di distribuzione.....	50
5.2.3	Valvole di intercettazione.....	53
5.2.4	Unità terminali.....	53
5.3	Installazione delle tubazioni.....	54
5.4	Schema tecnico.....	55
5.5	Approvvigionamento di energia.....	61
5.5.1	Gruppo elettrogeno.....	61
5.5.2	Impianto fotovoltaico.....	62
6.	Criteri progettuali degli impianti di distribuzione dei gas medicali.....	64
6.1	Principi fondamentali.....	65
6.1.2	Requisiti generali.....	66
6.2	Criteri di dimensionamento della portata.....	68
6.3	Valutazione del diametro delle tubazioni.....	70
6.4	Dimensionamento della portata di progetto.....	76
6.5	Valutazione quantitativa del consumo energetico.....	80
	Conclusioni.....	82
	Bibliografia.....	83

Abstract

Il presente lavoro affronta la trattazione delle principali caratteristiche dell'ossigeno, in qualità di gas medicale, partendo dalle proprietà chimico-fisiche e seguendo con la presentazione delle attuazioni tecniche relative, quali lo stoccaggio, la progettazione e la realizzazione degli impianti di distribuzione nell'ambito dell'ospedale da campo.

Lo studio effettuato è stato principalmente dedicato all'analisi dell'ossigeno considerando, secondariamente, anche altri gas medicali quali l'aria medica e il vuoto.

L'ossigeno terapeutico è il gas medicale più largamente utilizzato per la terapia respiratoria ed il supporto vitale, motivo per il quale è alla base della maggior parte delle applicazioni mediche, in particolare l'ossigenoterapia.

In congiunzione con lo studio dei gas medicali, si apre il discorso dell'erogazione degli stessi per mezzo di appositi impianti di distribuzione, i quali nascono con lo scopo di veicolare il gas medicale richiesto all'assistito all'interno delle strutture sanitarie e, in questo caso specifico, delle strutture sanitarie campali.

L'ospedale da campo è una realtà molto complessa e articolata, la quale necessita di particolare attenzione in merito alla legislazione relativa all'impiantistica dei gas medicali, alle reti di distribuzione, ai criteri progettuali degli impianti di distribuzione e al dimensionamento delle tubazioni. L'esigenza di un'immediata azione di soccorso sanitario richiede che l'ospedale da campo sia un organo ben strutturato e progettato per una rapida risposta all'emergenza.

Nel panorama delle strutture campali, sono state studiate unità di primo soccorso più semplici, come il Posto Medico Avanzato, sino a strutture più articolate, quali tende da campo e container prefabbricati.

Gli impianti di distribuzione di gas medicali in una struttura da campo rivestono un'importanza trasversale poiché intervengono prontamente in loco per prestare primo soccorso ai colpiti erogando i gas medicali. In quest'ottica, sono stati individuati dei modelli di sistemi di distribuzione di gas medicali che possono essere adattati a quelle che sono le esigenze di una struttura sanitaria da campo. Una volta identificati i componenti fisici più rilevanti di un impianto di gas medicali, sono stati definiti i criteri progettuali per la distribuzione degli stessi, in conformità alle normative associate.

La tempestività dell'operazione sanitaria si manifesta anche nella definizione delle sorgenti di alimentazione della struttura campale in un territorio completamente devastato dalla catastrofe: a tal riguardo, sono state riportate due soluzioni, quali il gruppo elettrogeno e il sistema fotovoltaico.

Per una risposta sanitaria immediata ed efficace, è stata eseguito un dimensionamento circa le portate di flusso di diversi gas medicali suggerendo due soluzioni diverse in termini di servizi e dimensioni delle strutture campali.

Infine, in conclusione dello studio, è stata proposta una valutazione qualitativa dei consumi energetici di una struttura campale di minima.

Capitolo 1

Gas Medicinali

1.1 Generalità

Il Decreto Legislativo 219/2006 costituisce un'importante disposizione nell'ambito della produzione e della commercializzazione dei medicinali per uso umano destinati ad essere immessi in commercio negli Stati membri, in quanto esso definisce l'intero iter regolativo del medicinale stesso.

L'Articolo 1, comma a del Decreto Legislativo 219/2006 "Attuazione della direttiva 2001/83/CE, e successive direttive di modifica, relativo ad un codice comunitario concernente i medicinali per uso umano, nonché della Direttiva 2003/94/CE", definisce prodotto medicinale:

"Ogni sostanza o associazione di sostanze presentata come avente proprietà curative o profilattiche delle malattie umane"

"Ogni sostanza o associazione di sostanze che può essere utilizzata sull'uomo o somministrata all'uomo allo scopo di ripristinare, correggere o modificare funzioni fisiologiche, esercitando un'azione farmacologica, immunologica o metabolica ovvero di stabilire una diagnosi medica"

L'Articolo 1, comma 00 del Decreto Legislativo 219/2006 definisce, invece, i gas medicinali come:

"Sostanze medicinali costituite da una o più sostanze attive gassose miscelate o meno ad eccipienti gassosi"

Sulla base del Decreto Legislativo 219/2006, ciascun medicinale prodotto a livello nazionale richiede l'autorizzazione dell'Agenzia Italiana del Farmaco (AIFA), la quale conferisce l'Autorizzazione all'Immissione in Commercio (AIC) una volta eseguita una analisi ispettiva volta a verificare che il fabbricante disponga di personale qualificato e di adeguati dispositivi tecnico-industriali. Quindi, ogni gas medicinale deve essere provvisto di una AIC, in deferenza delle norme del Titolo III del Decreto Legislativo 219/06, che gestisce l'immissione in commercio dei medicinali, come cita l'Articolo 6, comma 1 del Decreto Legislativo 219/06:

"Nessun medicinale può essere immesso in commercio sul territorio nazionale senza aver ottenuto un'autorizzazione dell'AIFA o un'autorizzazione comunitaria a norma del regolamento (CE) n.726/2004 in combinato disposto con il regolamento (CE) n.1394/2007"

Inoltre, il Decreto Legislativo 219/2006 detta anche la realizzazione di un apparato di Farmacovigilanza adeguato, l'assegnazione di responsabilità di gestione del deposito di gas medicali dalle strutture ospedaliere alla farmacia interna, l'inserimento di foglietti illustrativi (anche per i gas medicali), le informazioni sull'etichetta, quali il nome commerciale del gas medicinale, la data di scadenza e il numero di AIC [1][2][3][4].

La Farmacopea Ufficiale Italiana concepisce i seguenti elementi come gas medicali:

- Ossigeno medicinale
- Azoto protossido medicinale

- Anidride carbonica medicinale
- Azoto medicinale
- Aria medicinale
- Aria medicinale sintetica
- Monossido d'azoto medicinale
- Elio medicinale

In funzione della loro destinazione d'uso, i gas medicinali impiegati nel settore ospedaliero-sanitario possono essere distinti sulla base del loro meccanismo d'azione in:

- **Gas Medicinali** (farmaci): il meccanismo d'azione è farmacologico.
Applicazioni: Ossigenoterapia per pazienti affetti da insufficienza respiratoria, terapia a breve termine con Ossigeno F.E. compresso, terapie a lungo termine con Ossigeno F.E. liquido.
- **Gas Dispositivi Medici**: il meccanismo d'azione è fisico-meccanico.
I gas vengono identificati come Dispositivi Medici quando essi si servono delle loro proprietà fisiche e non farmacologiche.
Applicazioni: Diossido di Carbonio impiegato per laparoscopia in sala operatoria e crioterapia per ambulatori dermatologici, Protossido d'Azoto impiegato in crioterapia, Azoto liquido refrigerato utilizzato per crioterapia e crioconservazione (embrioni), miscele per l'utilizzo dello spirometro in ambito ospedaliero [1][2][3][4].

1.2 Gas medicinali come dispositivi medici

La Direttiva 93/42 nasce con l'obiettivo di garantire la sicurezza e il corretto funzionamento del mercato dei Dispositivi Medici interno all'Unione Europea. La Direttiva 93/42 fu introdotta dalla Gazzetta Ufficiale delle Comunità Europee nel 1993 e recepita dall'Italia con il Decreto Legislativo nel 1997 n. 46.

Nell'Articolo 1 della Direttiva 93/42 è fornita la definizione di Dispositivo Medico:

“Qualsiasi strumento, apparecchio, impianto, sostanza o altro prodotto, utilizzato da solo o in combinazione, compreso il software informatico impiegato per il corretto funzionamento e destinato dal fabbricante ad essere impiegato nell'uomo a scopo di:

- *diagnosi, prevenzione, controllo, terapia o attenuazione di una malattia;*
- *diagnosi, controllo, terapia, attenuazione o compensazione di una ferita o di un handicap;*
- *studio, sostituzione o modifica dell'anatomia o di un processo fisiologico;*
- *intervento sul concepimento.*

la cui azione principale voluta nel o sul corpo umano non sia conseguita con mezzi farmacologici né immunologici né mediante metabolismo, ma la cui funzione possa essere assistita da questi mezzi.”

I dispositivi medici vengono classificati in quattro classi, a seconda del possibile rischio presente quando sono in funzione sul paziente.

La classificazione dipende dalla destinazione d'uso indicata dal fabbricante e viene applicata ad ogni Dispositivo Medico consultando le regole di classificazione riportate nell'Allegato IX del Decreto Legislativo 46/97.

La classificazione è eseguita sulla base dell'invasività del dispositivo, della sua dipendenza da una fonte di energia (dispositivo attivo) e della durata del tempo di attività e di contatto con il corpo [5][10].

I dispositivi medici sono inseriti in una delle quattro classi in funzione della loro complessità e del rischio associato:

- **Classe I:** Dispositivi a bassa criticità, quali la maggioranza di quelli non attivi e non invasivi. All'interno della Classe I si definiscono due sottoclassi: la Classe I sterile, forniti in stato sterile, e la Classe I m, che svolgono una funzione di misura;
- **Classe IIa:** Dispositivi a rischio medio, quali alcuni dispositivi non attivi, invasivi e non, e dispositivi attivi che intervengono sul corpo in modo non pericoloso;
- **Classe IIb:** Dispositivi a rischio medio o alto, come alcuni dispositivi non attivi, in particolare invasivi, e dispositivi attivi che intervengono sul corpo in modo pericoloso;
- **Classe III:** Dispositivi ad alto rischio, quali la maggior parte di quelli impiantabili, quelli contenenti farmaci o derivati animali e alcuni dispositivi medici che interagiscono con le funzioni di organi vitali.

Una considerevole parte dei gas medicinali sono essi stessi dei Dispositivi Medici e appartengono alle classi IIa e IIb, a seconda del gas veicolato al paziente [1][2][3][4].

1.3 Impianti di distribuzione dei gas medicali

Nel corso degli anni, il Decreto Legislativo inerente agli impianti di distribuzione di gas medicali nelle strutture sanitarie è andato incontro a numerose modifiche a livello europeo e, quindi, anche nazionale. Gli impianti di distribuzione dei gas medicali divengono a tutti gli effetti dispositivi medici e, pertanto, sono sottoposti al controllo del farmacista ospedaliero, il quale è responsabile dell'identità, qualità e continuità di erogazione del gas medicinale che giunge al letto del paziente. I dispositivi vengono classificati in base alle regole dell'Allegato IX del Decreto Legislativo 46/97:

- Gli impianti di distribuzione dei gas medicinali sono classificati come dispositivi medici di Classe IIb;
- Gli impianti centralizzati di distribuzione del vuoto sono classificati come dispositivi medici di Classe IIb;
- Gli impianti di evacuazione dei gas anestetici sono classificati come dispositivi medici di Classe IIa.

Inoltre, con il Decreto Ministeriale del 20 febbraio 2007, gli impianti di distribuzione dei gas medicali, poiché dispositivi medici, devono essere registrati nel Repertorio dei Dispositivi del Ministero della Salute.

Gli impianti di distribuzione dei gas medicinali e per il vuoto (IDGM) e gli impianti di evacuazione dei gas anestetici (SDEGA), destinati ad essere utilizzati nell'erogazione di terapie, rientrano nell'ambito della Direttiva 93/42 e del Regolamento (UE) 2017/745. Tali impianti sono propriamente considerati Dispositivi Medici e, quindi, soddisfano i requisiti essenziali delle normative sopracitate. Inoltre, gli impianti di distribuzione devono essere provvisti della marcatura CE assieme al numero di identificazione dell'Organismo Notificato che ha effettuato le opportune verifiche.

Gli impianti di distribuzione dei gas medicinali devono essere conformi alla Norma armonizzata UNI EN ISO 7396-1-2, che definisce i requisiti essenziali relativi a progettazione, installazione, funzionamento, prestazioni, documentazione, collaudi degli impianti di distribuzione di gas medicali. Questa norma, inoltre, detta i parametri per la definizione delle estensioni delle modifiche di impianti esistenti e la modifica o sostituzione dei sistemi insediati come sorgenti di alimentazione. Al fine di garantire la massima sicurezza per i pazienti e gli operatori e la totale affidabilità degli impianti di distribuzione dei gas medicinali e del vuoto, la norma armonizzata definisce le linee guida in merito alla gestione esecutiva degli impianti di distribuzione dall'installazione, all'uso, alla manutenzione e identifica, all'interno delle strutture ospedaliere, le figure professionali responsabili di questi ambiti determinando incarichi e competenze associate [5].

1.3.1 Manutenzione e verifiche

Gli impianti IDGM e SDEGA sono periodicamente sottoposti a manutenzione in modo da verificare le prestazioni e l'utilizzo in condizioni di sicurezza di ogni dispositivo.

La manutenzione può essere:

- **Preventiva:** include il complesso di tutte le verifiche periodiche e delle attività di sostituzione di componenti e materiali di consumo a seconda delle istruzioni provviste dal fabbricante, definite in un piano di stampo annuale o pluriennale.
- **Correttiva:** include il complesso delle operazioni di intervento volte a sistemare un guasto su uno o più componenti dell'impianto stesso. La riparazione dei componenti viene effettuata in conformità con le disposizioni dotate dal fabbricante. Nel caso in cui il guasto conduca ad una situazione di emergenza, quest'ultima deve essere prevista e inclusa nel piano e nelle procedure di emergenza dell'Istituzione Sanitaria.

Dunque, ogni impianto di distribuzione di gas medicali deve essere sottoposto a controlli periodici specifici al fine di valutare lo stato delle loro prestazioni e funzioni. L'iter procedurale per le verifiche funzionali e di prestazione è generalmente stabilito in base alla categoria e ai componenti degli impianti, a seconda dell'impiego in ambito ospedaliero-sanitario statuito dall'Istituzione Sanitaria. La frequenza con cui le verifiche dovrebbero essere eseguite dipende dalla gestione dei rischi in concordanza con quanto riportato dalle norme sopracitate. Le verifiche funzionali e di prestazione si basano sulla valutazione del corretto funzionamento degli impianti in base a quanto indicato nel manuale di manutenzione fornito dal fabbricante. Naturalmente, sia le verifiche funzionali che quelle di prestazione vengono effettuate su impianti funzionanti. Le verifiche di prestazione degli impianti IDGM prevedono di testare le pressioni alle unità terminali dei gas medicali e del vuoto e constatare

che esse siano conformi ai valori di progetto. Le verifiche di prestazione degli impianti SDEGA, invece, prevedono di controllare che le portate e le pressioni negative alle unità terminali non compromettano la sicurezza dei pazienti e degli operatori quando i gas anestetici sono erogati ai pazienti.

In merito alla sicurezza degli impianti di gas medicinali, il Decreto del Ministero degli Interni denominato “Approvazione della regola tecnica di prevenzione incendi per la progettazione costruzione e l’esercizio delle strutture sanitarie pubbliche e private” interviene definendo le regole tecniche dei comandi provinciali dei vigili del fuoco in materia di compartimentazioni antincendio. Pur mantenendo inalterata la responsabilità del fabbricante sul proprio dispositivo medico immesso in commercio, il suddetto Decreto Ministeriale completa le norme sulla sicurezza degli impianti di distribuzione di gas medicinali determinando i requisiti della loro compatibilità con la compartimentazione antincendio delle strutture sanitarie. A tal riguardo, l’Ente Nazionale Italiano di Unificazione (UNI) ha pubblicato la norma “UNI 11100: Guida all’accettazione e alla gestione degli impianti di distribuzione gas medicinali e del vuoto e degli impianti evacuazione gas anestetici”, completamente rivolta alle strutture sanitarie, la quale:

- Coinvolge direttamente le strutture sanitarie provviste di impianti gas medicinali dal momento della loro messa in funzione per tutto il loro ciclo di vita;
- Si estende alle modifiche, ai rifacimenti e agli ampliamenti degli impianti già esistenti.

Pertanto, gli impianti di distribuzione dei gas medicinali, poiché Dispositivi Medici, devono essere registrati ed iscritti nel repertorio dei dispositivi del Ministero della Salute. Inoltre, ogni dispositivo medico dispone di un numero di repertorio, unico per ciascuno di essi, che ne traccia l’utilizzo in attività commerciali compiute nei rapporti con il Servizio Sanitario Nazionale (SSN) [3][5].

Capitolo 2

Proprietà dei gas medicali

2.1 Ossigeno terapeutico

L'aria atmosferica è una miscela di gas: ossigeno e azoto sono i due componenti principali.

L'azoto rappresenta il costituente maggiore con una percentuale dell'80% circa; l'ossigeno, invece, è presente in quantità molto più bassa con solo il 21%. Una parte trascurabile è data dall'anidride carbonica, che costituisce meno dell'1%.

L'azoto è un gas biologicamente inerte e, pertanto, non partecipa ai meccanismi chimico-biologici dell'organismo né tantomeno ai fenomeni legati agli scambi respiratori. A differenza, l'ossigeno partecipa attivamente ai processi biologici dell'organismo.

L'ossigeno è un elemento chimico presente in natura sotto forma di gas incolore, inodore e insapore. È termodinamicamente instabile e può reagire, finanche violentemente, con altri elementi per accrescere la sua stabilità. Non è infiammabile, ma favorisce la combustione. Pertanto, all'aumentare della quantità di ossigeno presente nell'aria, aumentano anche le proprietà di combustibilità, ossidabilità e infiammabilità.

L'ossigeno si può ottenere industrialmente dalla distillazione frazionata dell'aria liquida.

Il processo di distillazione frazionata dell'aria è il meccanismo con cui l'aria viene suddivisa nelle sue componenti ed è eseguito in colonne di distillazione poste a valle degli impianti di liquefazione dell'aria. Il frazionamento dell'aria si utilizza per ottenere azoto e ossigeno puri per scopi industriali. L'impianto è generalmente composto da due colonne di distillazione poste a pressioni diverse: una è a pressione atmosferica, l'altra intorno alle 4-5 atm. L'aria, compressa a circa 200 atm, viene posta nel ribollitore, dilatata e mandata nella prima colonna (a pressione più alta, circa 5 atm). Durante l'espansione avviene il raffreddamento e la parziale liquefazione. La colonna effettua una prima distillazione dell'aria nei suoi due componenti fondamentali e sul fondo si recuperano ossigeno al 40% e azoto al 60%, in testa invece si raccoglie azoto al 98%. L'ossigeno al 40% viene inviato alla seconda colonna, la quale effettua una distillazione più spinta, dando come prodotti azoto in testa e ossigeno al 95% al fondo.

Dopo esser stato prodotto per mezzo della distillazione frazionata, l'ossigeno, essendo un farmaco, viene analizzato ulteriormente e, una volta ottenute le proprietà richieste dalla Farmacopea Ufficiale, il prodotto finale viene etichettato con un numero di lotto e viene riportata la data di scadenza (nel caso dell'ossigeno medicinale è cinque anni) e consegnato alle strutture sanitarie.

La materia prima da cui è possibile produrre l'ossigeno è l'aria atmosferica e, quindi, le impurità che potrebbero contaminare l'ossigeno stesso sono quelle dell'aria. In virtù di questo, necessita di un processo di filtrazione e purificazione per poter essere somministrato al paziente. Alcuni esempi di potenziali impurità presenti nell'ossigeno possono essere:

- Impurità solide: l'aria atmosferica viene filtrata dal particolato mediante una cascata di filtri posta all'ingresso del compressore;
- Impurità gassose costituite da CO₂ e H₂O: l'aria atmosferica viene sottoposta ad un processo di filtrazione per mezzo di setacci molecolari ed allumina, che permette di seccare e decarbonare l'aria, di modo che l'ossigeno risulti in linea con le specifiche di prodotto indicate dalla Farmacopea Europea.

A temperatura e pressione standard ($T = 298.15 \text{ K}$ e $P = 100.00 \text{ kPa}$), l'ossigeno si trova in forma gassosa e si presenta come una molecola biatomica O_2 .

L'ossigeno, sia liquido che solido, invece, ha proprietà paramagnetiche: il fenomeno del paramagnetismo si manifesta quando le sostanze sono sottoposte all'azione di campi magnetici e si rivela con una magnetizzazione avente stessa direzione e verso di quella associata al campo percepito dal mezzo paramagnetico stesso. L'ossigeno, infatti, è costituito da due elettroni non accoppiati tra loro, i quali sono responsabili del carattere magnetico dell'ossigeno.

L'inalazione di ossigeno gassoso non è nociva per l'organismo umano, ad eccezione dei casi in cui si ha una esposizione prolungata che potrebbe generare fenomeni di iperossia, ossia di un'elevato incremento dell'ossigeno nell'organismo. Qualora si abbia un'esposizione prolungata con concentrazioni di ossigeno maggiori del 75%, essa risulta essere tossica per l'organismo umano in quanto supera l'indice di neutralizzazione, e potrebbe causare, in base alla pressione e al tempo di esposizione, effetti in campo polmonare e neurologico. Gli effetti polmonari arrecano perdita di capacità e danni ai tessuti, mentre gli effetti neurologici possono comprendere convulsioni, cecità e coma. L'impiego di ossigeno in ambito sanitario consente la realizzazione di processi medicali e terapeutici per il trattamento di patologie respiratorie e come vettore di farmaci per inalazione.

Il suo stato in condizioni ambientali è gassoso e può essere stoccato allo stato gassoso e liquido [6][7][8][9].

<i>Caratteristiche fisiche dell'ossigeno</i>	
Peso molecolare	32 g/mole
Temperatura di ebollizione	-182,97 °C a 1,013 bar
Peso specifico dei gas	1,42 g/L a 0 °C e 1,013 bar
Peso specifico relativo all'aria	1,1
Peso specifico del liquido	1,14 kg/L a temperatura di ebollizione
Solubilità nell'acqua a 15 °C	42 cc/L

Tab. 2.1 Caratteristiche fisiche dell'ossigeno.

2.1.1 Fisiologia della respirazione

L'organismo umano è costituito da circa 50000 - 100000 miliardi di cellule, ognuna delle quali può essere considerata come un microcosmo che necessita di materie prime che saranno trasformate e di energia per far avvenire questa trasformazione ed eliminare le sostanze di scarto (CO_2 e H_2O).

Il sangue e i vasi sanguigni rappresentano il principale veicolo per il trasporto e lo scarico dei prodotti del metabolismo cellulare, mentre i polmoni sono gli organi deputati a fornire ossigeno al sangue e ad asportare da esso l'anidride carbonica. L'ossigeno, diffuso dagli alveoli al sangue che scorre nei capillari polmonari, è trasferito verso i capillari tissutali, per la maggior parte legato all'emoglobina. L'emoglobina presente nei globuli rossi, infatti, consente al sangue di trasportare una quantità di ossigeno da 30 a 100 volte maggiore rispetto a quella che viene trasportata in soluzione con la fase

liquida del sangue. Nello specifico, circa il 97% dell'ossigeno trasportato dal sangue ai tessuti è legato chimicamente all'emoglobina degli eritrociti, il restante 3% è disciolto nel plasma.

L'emoglobina è una proteina globulare presente negli eritrociti e deputata al trasporto di ossigeno in tutti i tessuti dell'organismo umano. Tale struttura lega reversibilmente l'ossigeno, divenendo la cosiddetta ossiemoglobina (HbO_2).

I gas si spostano sempre per mezzo di un processo di diffusione e questi spostamenti sono causati da una differenza di pressione parziale tra un punto ed un altro. L'ossigeno diffonde dai sacchi alveolari al sangue dei capillari polmonari poiché la pressione parziale dell'ossigeno (PO_2) negli alveoli polmonari è più grande di quella presente nel sangue capillare polmonare. Quando il sangue ossigenato giunge ai tessuti, la PO_2 è più alta nei capillari sanguigni che nei tessuti e quindi l'ossigeno diffonde negli spazi interstiziali e, di conseguenza, nelle cellule. Dunque, quando l'ossigeno viene utilizzato dalle cellule per dar luogo a delle reazioni ossidative, si forma l'anidride carbonica e la pressione parziale di quest'ultima (PCO_2) all'interno delle cellule aumenta: il processo si inverte e la CO_2 si diffonde dai tessuti ai capillari tissutali. Nel sangue, la CO_2 si sposta verso il polmone e diffonde nei capillari polmonari agli alveoli dato che la PCO_2 nei capillari è maggiore di quella presente negli alveoli.

La respirazione costituisce il processo mediante il quale l'ossigeno viene condotto a tutte le cellule dell'organismo umano, con associata eliminazione dell'anidride carbonica.

Lo scambio gassoso in cui l'ossigeno passa nel sangue e, viceversa, l'anidride carbonica passa dal sangue all'alveolo viene effettuato a livello degli alveoli. Ciò è reso possibile in quanto i gas che sono nell'aria e nel sangue si presentano in concentrazioni diverse e sono divisi da pareti sottilissime, ovvero i capillari che avvolgono gli alveoli.

La respirazione normale comprende circa 12 atti respiratori al minuto, ciascuno dei quali di circa 0,5 L. Quindi il volume di aria che entra nei polmoni al minuto è di circa 6 L min. Il volume ispirato è circa uguale a quello espirato. Dato che il flusso inspiratorio è di circa $-0,5 \text{ L s}^{-1}$ e quello espiratorio a $+0,5 \text{ L s}^{-1}$, il flusso di un ciclo completo risulta essere pari a zero.

Nelle vie aeree, l'area della sezione orizzontale aumenta spingendosi in profondità lungo l'albero bronchiale e a livello alveolare l'area della sezione orizzontale è circa 300 mila volte maggiore rispetto a quella della trachea. Ne consegue che la velocità dell'aria diminuisce gradualmente spostandosi dalla trachea agli alveoli, a livello dei quali quest'ultima si muove più per effetto diffusivo che di flusso. Dunque, l'area della sezione orizzontale delle piccole vie aeree risulta essere più grande rispetto all'area della sezione delle grandi vie aeree: di conseguenza, dato che il flusso è uguale per entrambe le sezioni, la velocità del gas è più bassa nelle piccole vie aeree poiché la velocità del gas è ottenuta dal flusso diviso l'area della sezione orizzontale. Pertanto, nelle piccole vie aeree il flusso è di tipo laminare, mentre nelle grandi vie aeree, in cui la velocità lineare del gas è più elevata, il flusso è turbolento. Il flusso laminare a livello delle piccole vie aeree non risulta condizionata dalla densità dei gas che, al contrario, influenzano la resistenza delle grandi vie aeree [10].

2.1.2 Saturimetria

La quantità di ossigeno legata all'emoglobina viene ottenuta in termini percentuali nel seguente modo [10]:

$$\text{Saturazione percentuale di Hb(\%)} = \frac{\text{Quantità di O}_2 \text{ legata}}{\text{Quantità di O}_2 \text{ massima da legare}} \cdot 100 \quad (2.1)$$

Per percentuale di saturazione dell'emoglobina si intende la percentuale di siti di legame disponibili che sono legati all'ossigeno. Se tutti i siti di legame di tutte le molecole di emoglobina sono legati a molecole di ossigeno, il sangue è ossigenato al 100% o saturato dall'ossigeno.

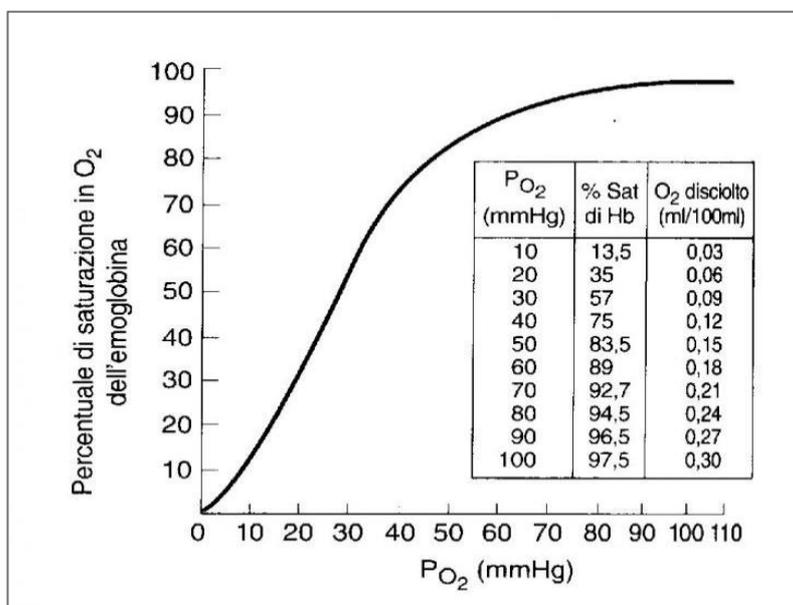


Fig. 2.1 Curva di dissociazione dell'HbO₂.

Il profilo della curva di dissociazione dell'HbO₂ espone quelle che sono le proprietà dell'emoglobina stessa e la sua affinità per l'ossigeno.

Il grafico in Fig. 2.1 mostra che, ad un valore di PO₂ pari a 100 mmHg, il 98% dell'emoglobina è legata all'ossigeno. Quindi, quando il sangue passa attraverso i polmoni in condizioni normali, l'emoglobina si arricchisce di grandi quantità di ossigeno, quanto più riesce a legarne: in tale condizione, la curva è quasi piatta, ovvero la sua pendenza tende a zero. Quando la PO₂ diminuisce al di sotto di 60 mmHg, la curva diventa più rapida: questa pendenza denota che un decremento di PO₂ provoca un rilascio relativamente ampio di ossigeno. Quando, invece, il sangue lascia i capillari con PO₂ di 40 mmHg, che sarebbe alla normale pressione delle cellule a riposo, l'emoglobina è saturata al 75%, indicando che essa ha rilasciato alle cellule soltanto un quarto della quantità massima di ossigeno che può trasportare. La quantità di ossigeno che rimane legata è utilizzata dalle cellule stesse come riserva. Di conseguenza, quando i tessuti metabolicamente attivi necessitano di una maggiore quantità di ossigeno, la loro PO₂ si abbassa e viene rilasciato più ossigeno dall'emoglobina. Per valori di PO₂ di 20 mmHg, la percentuale di saturazione dell'emoglobina diminuisce fino a circa il 35%.

Il saturimetro, detto anche pulsossimetro, è un dispositivo in grado di misurare la saturazione in ossigeno dell'emoglobina presente nel sangue (SpO₂).

Il principio di funzionamento alla base del saturimetro è la spettrofotometria. Tale apparecchio è, infatti, costituito da una sonda che, a sua volta, presenta due diodi fotoemittenti a livello di uno dei due bracci della pinza ed un detector sul braccio opposto. I due diodi emettono fasci di luce nello spettro della luce rossa e infrarossa, ovvero nel range compreso tra 660 a 940 nm. Una volta applicato all'estremità del dito del paziente, i fasci luminosi emessi penetrano i tessuti umani sino ad essere assorbiti dal rilevatore. Nell'attraversare i tessuti, le radiazioni sono assorbite dall'emoglobina: in

particolare, l'emoglobina ossigenata è in grado di assorbire luce soprattutto nello spettro dell'infrarosso, mentre l'emoglobina ridotta è capace di assorbire soprattutto nella luce rossa. Sulla base di questa differenza di assorbimento fra l'ossiemoglobina e quella non legata, misurando la differenza fra la quantità di radiazione luminosa emessa dai diodi e quella rilevata dal detector, è possibile determinare il valore di saturazione di ossigeno, che sarà visualizzato sul monitor [10].

97% - 100%	Valore normale
90% - 96%	Lieve ipossia, somministrare ossigeno
85% - 90%	Ipossia grave, somministrare ossigeno ad alti flussi
< 85%	Ipossia molto grave, rischio di arresto cardiaco

Tab. 2.2 Classificazione dei valori di saturimetria a seconda della gravità.

2.1.3 Ipossia

L'ipossia è una condizione clinica che si verifica in presenza di una diminuzione di ossigeno a livello dell'intero organismo (ipossia generalizzata) o in un suo distretto (ipossia tissutale). In particolare, episodi di ipossia si presentano quando la concentrazione parziale di ossigeno (PaO₂) diventa inferiore a 60 mmHg.

Alcune delle principali cause scatenanti l'ipossia sono:

- Scarsa ossigenazione del sangue a livello dei polmoni, che si manifesta in seguito a cause extra polmonari quali:
 - diminuzione della concentrazione di ossigeno nell'aria atmosferica;
 - ipoventilazione polmonare provocata da disturbi neuromuscolari;
- Malattie polmonari:
 - ipoventilazione causata da un incremento della resistenza delle vie aeree o da una diminuzione della distensibilità polmonare
 - alterazione del rapporto ventilazione alveolare/perfusione
- Insufficiente trasporto o rilascio di ossigeno a livello dei tessuti da parte del sangue:
 - anemia e/o emoglobina anomala;
 - insufficienza circolatoria;
 - edema tissutale;
- Inadeguata capacità dei tessuti ad impiegare l'ossigeno nelle loro funzioni:
 - riduzione della capacità metabolica ad utilizzare l'ossigeno;
- Shunt veno-arteriosi.

In presenza di ipossia acuta, uno dei primi sintomi è dato dall'alterazione della funzione cerebrale. Per valori di PaO₂ di circa 60 mmHg iniziano a manifestarsi gravi sintomi, come i disturbi della memoria recente. Per valori di PaO₂ inferiori a 60 mmHg si possono presentare vasocostrizione polmonare ed ipertensione arteriosa polmonare che potrebbero condurre al cuore polmonare. L'ipossia molto grave può giungere a causare la morte delle cellule di tutto l'organismo. Pertanto, l'obiettivo cardinale dell'ossigenoterapia consiste nel ristabilire la concentrazione di ossigeno nel sangue, garantendo una PaO₂ di almeno 60 mmHg e una saturazione di almeno il 90 %. Il mantenimento di queste misure minime è di notevole importanza: infatti, dalla curva di dissociazione dell'emoglobina di *Fig. 2.1* si nota che, ad ogni diminuzione del valore di PaO₂ al di sotto di 60 mmHg, si genera una conseguente desaturazione; invece, ad ogni incremento del valore di PaO₂ al di sopra di 60 mmHg, non si verifica un aumento rilevante della saturazione di ossigeno [10].

2.1.4 Ossigenoterapia

L'ossigenoterapia consiste nella somministrazione di ossigeno puro al paziente, utilizzata per i suoi molteplici contributi in ambito medico nel trattamento dell'insufficienza respiratoria cronica e acuta. L'ossigeno, veicolo fondamentale per l'ossigenazione dei tessuti ed il metabolismo cellulare, è sostanziale per la totalità delle funzioni fisiologiche dell'organismo umano. Pertanto, l'ossigenoterapia è utilizzata con lo scopo di ripristinare il corretto apporto di ossigeno che giunge ai polmoni e, conseguentemente, incrementare la disponibilità di ossigeno nei tessuti dell'organismo. L'ossigenoterapia è un presidio salvavita in quanto il suo utilizzo nel lungo termine ha consentito un miglioramento della prognosi dei pazienti significativa, come nessun altro farmaco è in grado di fare ad oggi. Quindi è un dispositivo principe grazie alla sua possibilità di trattare i pazienti che manifestano insufficienza respiratoria provocata da patologie diverse. L'ossigenoterapia può essere eseguita in ambito ospedaliero, pre-ospedaliero (ad esempio, a livello delle ambulanze medicalizzate) oppure domiciliare, in base alle esigenze del paziente e alle indicazioni date da clinici e medici che assistono lo stesso.

L'ossigenoterapia a lungo termine (LTOT), sia pure con differenze stabilite dai regolamenti locali, è generalmente adottata per i soggetti con disfunzione polmonare cronica che manifestano:

- Pressione parziale di ossigeno arterioso (PaO₂) ≤ 55 mmHg oppure con una saturazione di ossigeno (SpO₂) ≤ 88%;
- Pressione parziale di ossigeno arterioso (PaO₂) ≤ 59 mmHg oppure una saturazione di ossigeno (SpO₂) ≤ 89%, se vi sono altre patologie quali insufficienza cardiaca, cuore polmonare oppure eritrocitosi (ematocrito > 55%).

La Pressione parziale di ossigeno arterioso (PaO₂) è riferita all'ossigeno disciolto nel sangue e il suo valore esprime non la quantità totale di ossigeno trasportato dal cuore ai tessuti, ma la porzione di ossigeno disciolta nel sangue.

La somministrazione di ossigeno, quindi, è considerata un valido ed efficace strumento terapeutico per i pazienti colpiti da patologie respiratorie. In particolare, l'ossigenoterapia è ritenuta una scelta terapeutica promettente in presenza di patologie respiratorie croniche, quali la Broncopneumopatia Cronica Ostruttiva (BPCO), l'insufficienza respiratoria o cardiorespiratoria cronica, le malattie fibrosanti del polmone, il cuore polmonare cronico. Nei casi citati, il paziente manifesta una severa ipossiemia per via della loro esigenza costante di ossigeno e dei possibili peggioramenti o riacutizzazioni associati ad altre cause. In presenza di riacutizzazioni severe della BPCO si possono

raggiungere ipossiemie tali da provocare la morte del paziente. Nei quadri clinici più gravi, la condizione di ipossiemia potrebbe anche presentarsi in seguito a sforzi fisici di lieve entità.

Dunque, l'insufficienza respiratoria può essere considerata come la presenza di ipossiemia ($\text{PaO}_2 < 60$ mmHg a riposo) dovuta a fattori respiratori.

È stato riscontrato che l'ossigenoterapia domiciliare a lungo termine (LTOT) è in grado di migliorare la sopravvivenza dei pazienti affetti da ipossiemia grave causata da BPCO. I primi risultati di questa innovazione in ambito medico furono documentati in due studi clinici condotti tra gli anni '70 e '80. Questi due studi attestarono che l'LTOT fosse l'unico trattamento terapeutico in grado di prolungare la vita dei pazienti con insufficienza respiratoria dovuta a BPCO. Nello specifico, questi studi evidenziarono che solo il 30% dei pazienti ha un'aspettativa di vita di circa tre anni senza la somministrazione di ossigeno, che l'erogazione di ossigeno per 12-15 ore al giorno porta ad una notevole riduzione del tasso di mortalità e che la più elevata percentuale di sopravvivenza è ottenuta quando al paziente è somministrato ossigeno per oltre 19 ore al giorno.

L'LTOT è generalmente utilizzato come terapia quando sono presenti i seguenti quadri clinici:

- BPCO con $\text{PaO}_2 \leq 55$ mmHg in condizioni di stabilità clinica o con una $55 \leq \text{PaO}_2 \leq 60$ mmHg con policitemia secondaria, ipossia notturna, edema periferico o ipertensione polmonare;
- Interstiziopatie polmonari con una $\text{PaO}_2 \leq 60$ mmHg associate a dispnea grave;
- Fibrosi cistica con una $\text{PaO}_2 \leq 55$ mmHg o con $55 \leq \text{PaO}_2 \leq 60$ mmHg con policitemia secondaria, ipossia notturna, edema periferico;
- Ipertensione polmonare in assenza di patologia del parenchima polmonare con $\text{PaO}_2 \leq 60$ mmHg;
- Malattie neuromuscolari o scheletriche;
- Neoplasie del polmone o altre condizioni terminali con grave dispnea;
- Insufficienza cardiaca con $\text{PaO}_2 \leq 55$ mmHg o ipossiemia notturna;
- Malattie respiratorie pediatriche.

Naturalmente vi possono essere delle difformità tra queste linee guide ed altre [11][12][13].

2.2 Aria medicale

L'aria medicale è un gas incolore, inodore e insapore. In condizioni ambientali è presente allo stato gassoso, quando compressa nelle tubazioni o nei recipienti. L'aria è un componente vitale per la sopravvivenza, dove l'elemento attivo è l'ossigeno. Data la presenza di quest'ultimo, l'aria è un gas comburente, ovvero innesca tutti i processi di combustione. Tutti i gas e i vapori infiammabili, se presenti in specifiche concentrazioni con l'aria, sono in grado di creare miscele potenzialmente esplosive. Il potere combustibile dell'aria è maggiore nel gas compresso: difatti, la presenza di oli e grassi in un condotto che convoglia aria compressa può provocare accensioni naturali.

L'aria per uso medicale deve essere intesa come l'aria destinata a tutti gli usi dell'ambito sanitario. Le applicazioni dell'aria medicale possono essere per uso terapeutico e per uso strumentale.

L'aria per uso terapeutico deve essere batteriologicamente pura dato il suo impiego nella ventiloterapia e nell'aerosol terapia, nonché come gas di trasporto di agenti anestetici nell'anestesia per inalazione. In vista dei suddetti risvolti applicativi, negli ambienti medico-sanitari si ha la necessità di utilizzare un'aria con proprietà intrinseche superiori.

Queste caratteristiche sono ottenute mediante una miscela realizzata da azoto e ossigeno liquefatti a bassa temperatura: tali fluidi, per motivi associati alla tecnologia di fabbricazione, risultano essere

sollevi da inquinanti di natura chimico-fisica, come oli e ossido di carbonio, e da carica batterica, provvisti di potere batteriostatico in parte battericida, a causa della bassa temperatura del grado di secchezza elevato.

Queste proprietà perdurano inalterate nella miscela finale.

Dunque, l'aria sintetica, ottenuta per mezzo del sistema sopraindicato, rappresenta la migliore qualità richiesta dall'uso terapeutico, senza filtrazione di alcun genere [5].

<i>Caratteristiche fisiche dell'aria medicale</i>	
Peso molecolare	28,959 g/mole
Peso specifico a 0°C e 1,013 bar	1,2928 kg/m ³
Solubilità nell'acqua:	
a 0 °C	28,6 cc/L
a 15 °C	20,1 cc/L
a 20 °C	18,3 cc/L

Tab. 2.3 Caratteristiche fisiche dell'aria medicale.

Capitolo 3

Erogazione dei gas medicali

3.1 Sorgenti di erogazione

In presenza di casi clinici di insufficienza respiratoria, l'ossigeno e l'aria possono essere apportati dall'esterno per consentire la normale esecuzione delle funzioni biologiche dell'organismo.

Vi sono diverse fonti di erogazione, le quali vengono statuite sulla base delle necessità, acute o croniche, dell'insufficienza respiratoria del paziente sottoposto alla terapia.

L'ossigeno, in particolare, può essere estratto dall'aria atmosferica mediante diverse procedure e prontamente utilizzato oppure conservato per un uso successivo.

Le principali sorgenti di erogazione impiegate nella prassi clinica sono:

- Bombole per ossigeno gassoso
- Pacchi bombole
- Serbatoi criogenici

3.1.1 Bombole per ossigeno gassoso

Le bombole sono generalmente realizzate da un cilindro in lega di acciaio o alluminio e l'ossigeno presente al loro interno è mantenuto a pressioni di 200 - 220 bar.

Le bombole di ossigeno sono riempite per mezzo di un sistema che consente l'emissione del gas in presenza di un aumento della pressione in seguito al manifestarsi di condizioni specifiche. Ciascuna bombola è costituita da una valvola ad azione diretta, a livello della quale la rotazione della manopola blocca o sblocca direttamente la valvola. L'ingresso della valvola è disposto sulla parte superiore della bombola stessa ed è standard per tutti i modelli. Invece, l'uscita del gruppo valvolare è connessa ad un manometro, che diminuisce la pressione della bombola alla pressione di lavoro. Le valvole devono essere aperte molto lentamente con attenzione, girando in senso antiorario la manopola.

In termini tecnici, la pressione della bombola viene letta sul manometro e varia in base allo stato di riempimento della bombola stessa.

Le bombole, in funzione dell'utilizzo a cui sono destinate, presentano capacità variabili e, conseguentemente, altezza, diametro e peso diversi.

	<i>Capacità</i>				
	500 L	1000 L	1500 L	3000 L	6000 L
<i>Capacità geometrica (L)</i>	2	5	7	14	27
<i>Altezza (mm)</i>	312	480	600	800	1050
<i>Diametro (mm)</i>	110	140	140	204	204
<i>Peso pieno (kg)</i>	3	8	10	23	35

Tab. 3.1 Caratteristiche tecniche delle bombole di ossigeno gassoso.

Da un punto di vista realizzativo, l'ogiva, presente sulla parte superiore delle bombole, possiede un colore diverso rispetto la restante parte della bombola in quanto segue la disposizione circa l'utilizzo di un codice colore, promulgata dalla norma UNI EN 1089-3, la quale propone un sistema di identificazione delle bombole sulla base di codici di colorazione delle ogive.

La colorazione delle ogive consente di identificare il tipo di pericolo associato al gas contenuto. Quindi, la colorazione dell'ogiva della bombola non indica il gas contenuto, ma solo il rischio associato a tale gas. Al contrario, il gas contenuto nella bombola è indicato da una etichetta che precisa il numero ONU e la denominazione del gas, la sua composizione, i simboli di pericolo, le frasi di rischio, il nome del produttore, avvertenze per la sicurezza e il numero CE.

Le bombole riempite con ossigeno impiegato in ambito terapeutico sono bianche con una calotta bianca, sulla base delle norme vigenti.

La codificazione dei colori, secondo la nuova norma, è specificata dalla lettera maiuscola "N", indicata in due posizioni diametralmente opposte sull'ogiva, di altezza pari a circa 7/10 dell'altezza dell'ogiva e di colore contrastante con quello dell'ogiva. L'indicazione della lettera "N" non è, tuttavia, obbligatorio quando il colore dell'ogiva non cambia.

Nel caso di gas più comuni, come ossigeno, azoto, anidride carbonica e protossido d'azoto, sono previsti colori specifici per l'ogiva.

Inoltre, il Decreto del Ministero della Salute del 4 agosto del 2000 ha stabilito che il corpo delle bombole dei gas medicinali deve essere di colore bianco. Questa decisione sul piano nazionale avvicina la legislazione italiana ad una pratica collaudata a livello dei principali Paesi dell'Unione Europea [11][14][15].

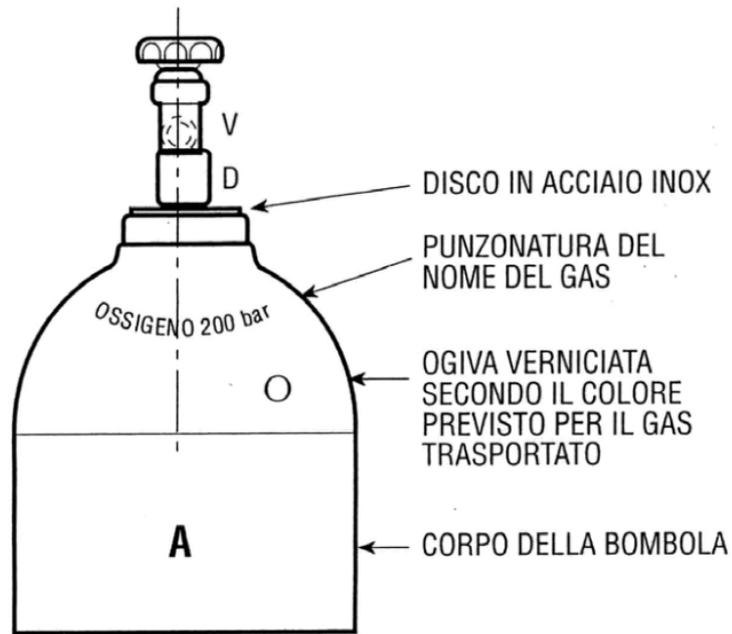


Fig.3.1 Identificazione delle parti che costituiscono una bombola di ossigeno.

GAS MEDICINALI nuove colorazioni		MISCELE DI GAS nuove colorazioni	
OSSIGENO ogiva bianco RAL 9010 corpo bianco RAL 9010		AZOTO ogiva nero RAL 9005 corpo bianco RAL 9010	O₂ + N₂O ogiva blu+bianco RAL 5010 RAL 9010 corpo bianco RAL 9010
AZOTO PROTOSSIDO ogiva blu RAL 5010 corpo bianco RAL 9010		ARIA MEDICINALE ogiva nero+bianco RAL 9005 RAL 9010 corpo bianco RAL 9010	O₂ + EL ogiva marrone+bianco RAL 8008 RAL 9010 corpo alluminio
DIOSSIDO DI CARBONIO ogiva grigio RAL 7037 corpo bianco RAL 9010		ARIA RICOSTITUITA 20% <O_{2 ogiva nero+bianco RAL 9005 RAL 9010 corpo bianco RAL 9010}	O₂ + CO₂ ogiva grigio+bianco RAL 7037 RAL 9010 corpo bianco RAL 9010

Nel caso in cui siano richiesti due colori, la disposizione sull'ogiva può essere anche a segmenti circolari sovrapposti

Fig. 3.2 Sistema di colorazione dell'ogiva delle bombole di ossigeno in base alla tipologia di gas contenuto.

3.1.2 Pacchi bombole

La quantità di bombole viene determinata sulla base delle necessità di autonomia della struttura sanitaria. Maggiori sono le dimensioni della struttura, maggiore dovrà essere la capacità di ciascuna fonte.

I pacchi bombola sono dei gruppi di 12 - 16 bombole unite tra di loro. Ciascun pacco bombola, quindi, è costituito da una serie di bombole cablate e collegate tra di loro con un'unica uscita, che attraverso un'idonea serpentina è connessa alla rampa della centrale di alimentazione.



Fig. 3.3 Pacchi bombola.



Fig. 3.4 Pacco bombola costituito da 16 bombole connesse tra di loro, ad una unica uscita.

3.1.3 Serbatoi criogenici

Il serbatoio criogenico è un impianto volto allo stoccaggio ed all'erogazione di fluidi criogenici in fase liquida, quali ossigeno, azoto, ossigeno, anidride carbonica e protossido di azoto.

È composto da un contenitore interno a pressione, di grandi dimensioni, un involucro esterno e un quadro valvole per il suo utilizzo. Nello spazio tra il recipiente interno e l'involucro esterno è presente del materiale isolante, tenuto a vuoto spinto per aumentare l'isolamento termico.

Il funzionamento del serbatoio è interamente automatico grazie ad un sistema di regolazione composto dall'economizzatore e dal riduttore di pressione.

L'avvio dell'impianto si ottiene mediante l'apertura della valvola di utilizzo di modo che il liquido criogenico inizi a fluire verso il vaporizzatore. Per sospendere provvisoriamente la fornitura di gas alla rete di distribuzione, bisogna chiudere la valvola di linea localizzata a valle del vaporizzatore.

I vaporizzatori operano come dei veri e propri scambiatori di calore. L'aria ambiente fornisce il calore necessario al profilo alettato del vaporizzatore e, coerentemente, al fluido criogenico così da aumentare la sua temperatura e vaporizzare. Quindi, date le basse temperature del liquido criogenico, si può riscontrare la formazione di ghiaccio sulla superficie dei profili alettati del vaporizzatore. La capacità di vaporizzazione è espressa in Nm^3/h , contemplando una temperatura ambiente pari a 20°C e un tempo di utilizzo minore di 8 ore.

A seconda delle condizioni ambientali (vento, umidità, temperatura, esposizione ai raggi solari) e del tempo di utilizzo, la capacità di vaporizzazione può subire delle variazioni rispetto al valore nominale.

In virtù di ciò, il vaporizzatore viene sempre adeguatamente sovradimensionato in fase di progetto cosicché la probabilità di riduzione dell'efficienza di scambio al di sotto del valore nominale sia prossima a zero.

Si distinguono serbatoi criogenici costituiti da un unico vaporizzatore oppure da una doppia batteria di vaporizzazione.

I primi sono particolarmente adatti per utenze con basse portate rispetto alla capacità nominale di vaporizzazione o per utenze discontinue: 6-8 ore di utilizzo e 12-16 ore di fermo.

Prima che il sistema venga messo in funzione, occorre che le tubazioni e le alette del vaporizzatore vengano sghiacciate. Inoltre, è di buona norma verificare che lo strato di ghiaccio non ricopra più del 50% della superficie del vaporizzatore; qualora ciò avvenisse, si interviene rimuovendo lo strato di ghiaccio dalla superficie del vaporizzatore e controllando la temperatura in prossimità del punto di utilizzo.

I secondi sono idonei per utilizzi che necessitano di alte portate a ciclo continuo o con tempo di utilizzo superiore a 8 ore continuative. L'impianto è composto da due linee indipendenti di vaporizzazione intercettate da apposite valvole manuali. L'operatore addetto al funzionamento dell'impianto deve invertire manualmente le batterie di vaporizzazione ogni 6 - 8 ore.

In entrambi i casi, prima della messa in funzione dell'impianto, le tubazioni e le alette del vaporizzatore devono essere completamente sghiacciate ed occorre verificare che lo strato di ghiaccio non ricopra più del 50% della superficie del vaporizzatore.

Esistono anche impianti costituiti da due linee indipendenti di vaporizzazione a scambio automatico, ciascuna costituita da apposite valvole di intercettazione gestite dal quadro di controllo dedicato. Il funzionamento di tali sistemi è basato sullo scambio automatico tra le due batterie di vaporizzazione, alternando cicli di 8 ore di funzionamento e 8 ore di fermo. A ciascun ciclo di scambio, occorre controllare lo stato della batteria di vaporizzazione in stand-by: anche in questo caso, le tubazioni e le alette dei vaporizzatori devono essere sghiacciate.

In generale, questi vaporizzatori sono realizzati per mezzo di una serpentina, all'interno della quale viaggia il liquido da rendere gassoso, a contatto con un fluido riscaldante (acqua o vapore) o scaldato elettricamente. La tubazione uscente dal vaporizzatore e il contenitore esterno non devono mostrare segni di brinatura. In caso contrario, occorre interrompere tempestivamente il funzionamento dell'impianto, verificare che i suddetti fluidi o servizi siano garantiti [16].

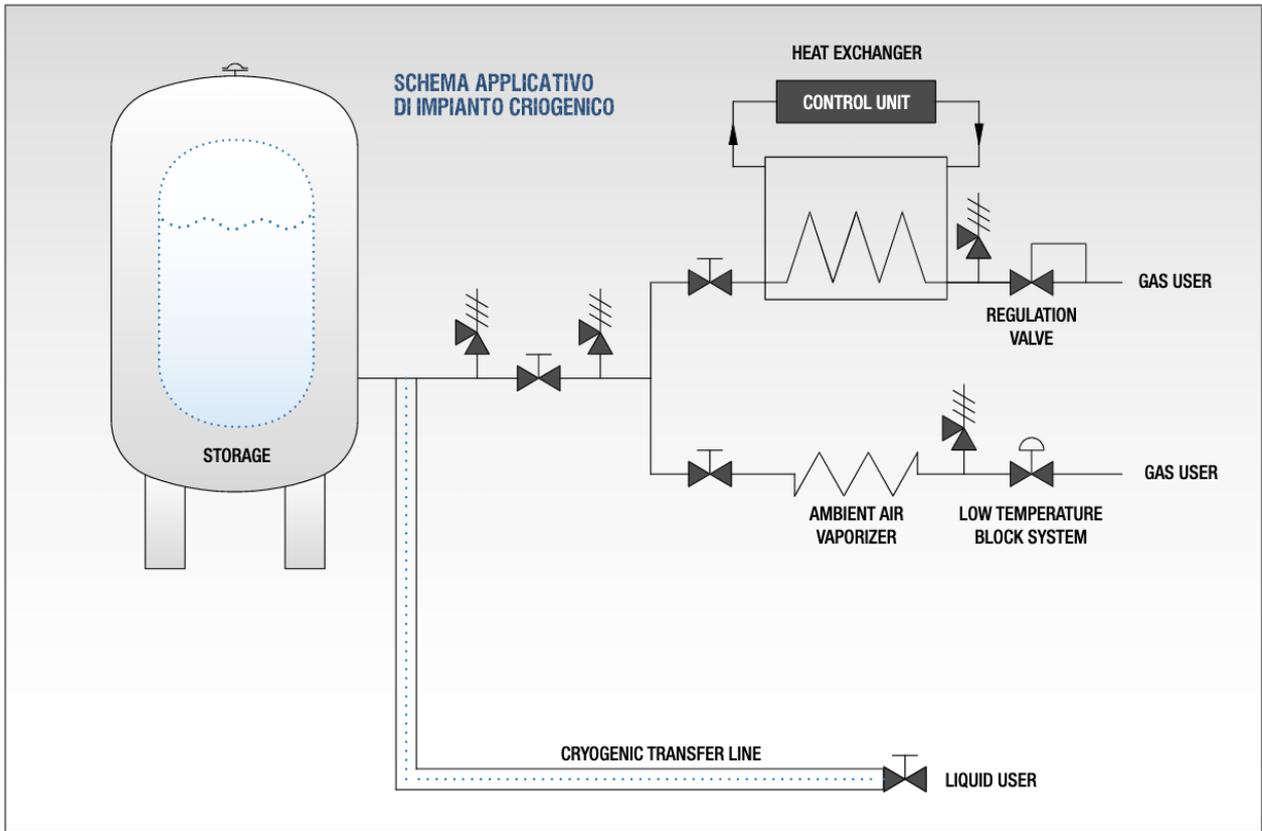


Fig. 3.5 Schema applicativo dei componenti principali di un serbatoio criogenico.



Fig. 3.6 Impianto costituito da un serbatoio criogenico.

3.2 Concentratori di ossigeno

Un altro importante dispositivo per la produzione dell'ossigeno è il concentratore di ossigeno.

Il concentratore di ossigeno è un dispositivo in grado di concentrare l'ossigeno da una fonte di gas, generalmente l'aria ambiente, eliminando la componente di azoto in modo da erogare un flusso di gas ricco di ossigeno puro a pazienti che presentano bassi livelli di ossigeno nel sangue.

Queste unità, infatti, sono largamente impiegate in diversi settori e industrie, oltre a quella medica, ad esempio in ambito farmaceutico.

I concentratori più recenti sono dispositivi realizzati per erogare aria arricchita di ossigeno fino al 90-95% [17] [18].

3.2.1 Adsorbimento dell'oscillazione di pressione

La tecnologia alla base del concentratore di ossigeno, definita “adsorbimento dell'oscillazione di pressione”, è un meccanismo fisico che effettua la separazione di miscele di gas per mezzo dell'adsorbimento sotto pressione (PSA).

Tale principio fisico consente di effettuare l'adsorbimento dell'azoto presente nell'aria ambiente attraverso un setaccio molecolare di zeolite, dovuto alla variazione della pressione atmosferica. Dunque, il setaccio di zeolite agisce essenzialmente da "filtro" per l'azoto e permette agli altri gas atmosferici di superare indisturbati il setaccio di zeolite. In presenza di una pressione alta, la zeolite assorbe grandi quantità di azoto, per via della sua vasta superficie e delle sue proprietà chimiche. Quindi, il concentratore di ossigeno comprime l'aria e la fa passare sulla zeolite, di modo che la zeolite adsorba l'azoto dall'aria. Secondariamente, l'azoto viene rilasciato nell'aria ambiente al momento del ripristino della pressione a valori ambiente. I gas rimanenti, naturalmente presenti nell'aria, sono espulsi dal retro del dispositivo e reimmessi nell'ambiente circostante [17][18].

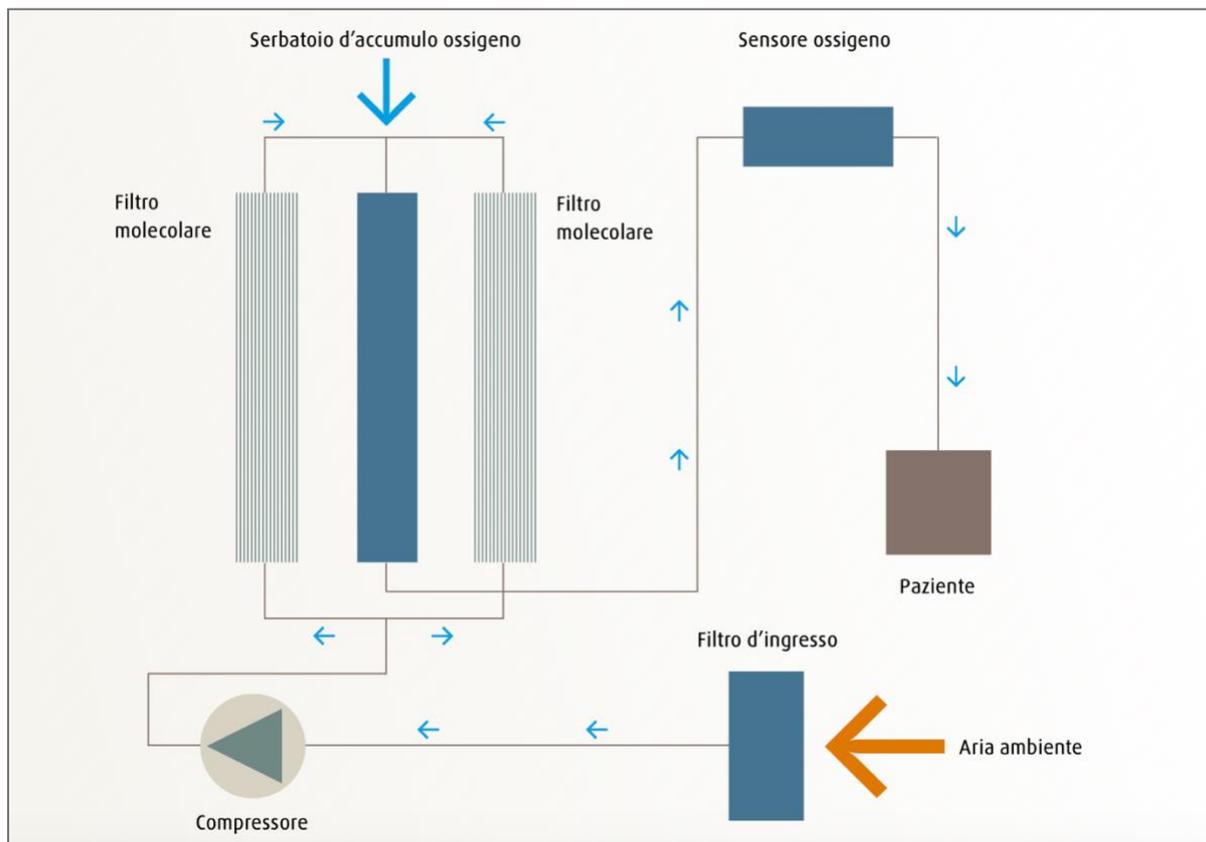


Fig. 3.7 Schema applicativo di componenti principali di un concentratore di ossigeno.

Ogni concentratore di ossigeno è composto da un compressore d'aria, due cilindri di pellet di zeolite, un serbatoio di equalizzazione della pressione e un set di valvole e tubi.

L'aria ambiente entra all'interno del dispositivo per mezzo del filtro di ingresso ed è di seguito aspirata da un compressore che la comprime. Inizialmente, un primo cilindro acquisisce l'aria compressa proveniente dal compressore, per una durata di circa 3 secondi. In questo breve intervallo di tempo, la pressione aumenta nel primo cilindro, passando dalla pressione atmosferica ad una pressione di circa due volte la pressione atmosferica standard e, in questo modo, la zeolite si satura con l'azoto. Quando, nel primo cilindro, viene raggiunta una concentrazione vicina a quella dell'ossigeno puro, si apre una valvola e il gas, ricco di ossigeno, fluisce verso il serbatoio di equalizzazione di pressione, il quale è direttamente collegato al tubo di ossigeno del paziente. La pressione nel tubo che porta l'ossigeno dal serbatoio di compensazione al paziente è mantenuta costante mediante un riduttore di pressione. In questa fase, la pressione nel primo cilindro diminuisce quando l'ossigeno si sposta nel serbatoio, consentendo all'azoto di essere desorbito nuovamente in gas nell'aria ambiente.

Di seguito, si verifica un cambio di posizione della valvola in modo che l'aria dal compressore sia diretta al secondo cilindro. A metà della seconda metà del ciclo, si verifica un altro cambio di posizione della valvola per sfiatare il gas nella prima bombola nell'atmosfera ambiente, conservando la concentrazione di ossigeno nel serbatoio di equalizzazione della pressione ad un valore inferiore del 90%.

Oltre ai concentratori di ossigeno a setaccio molecolare a due letti, vi sono anche concentratori di ossigeno a setaccio molecolare a più letti. Il grande merito dei setacci molecolari a più letti consiste nel disporre di una maggiore disponibilità, in quanto i setacci molecolari da 10 lpm (litri per minuto)

sono sfalsati e moltiplicati su più piattaforme. Invece, con i setacci molecolari a più letti si possono avere valori lpm fino a 960 lpm e oltre.

Il tempo di accelerazione dei concentratori di ossigeno a setaccio multimolecolare, ovvero il tempo necessario al concentratore per iniziare a produrre ossigeno maggiore del 90% dopo l'accensione, è di norma minore di 2 minuti e, quindi, molto più rapido rispetto ai concentratori di ossigeno a setaccio molecolare a due letti. Questo vantaggio è ampiamente sfruttato nelle applicazioni mobili di emergenza [17][18].

3.2.2 Zeolite

La zeolite appartiene alla famiglia degli alluminosilicati cristallini porosi, la cui struttura è costituita da una rete di SiO_4 e tetraedri di AlO_4 uniti in arrangiamenti regolari attraverso la condivisione di atomi di ossigeno. La zeolite è un minerale generalmente utilizzato come adsorbente e catalizzatore. Il termine "zeolite" fu introdotto nel 1756 dal mineralogista svedese Axel Fredrik Cronstedt, il quale studiò che, scaldando la zeolite, si generavano grandi quantità di vapore a partire dall'acqua che era stata adsorbita dal materiale stesso. In virtù di ciò, a tale materiale fu dato il nome di zeolite, dal greco ζέω (zēō), che significa "bollire" e λίθος (líthos), che significa "pietra".

La zeolite presenta una struttura porosa. I solidi microporosi sono primariamente composti da silicio, alluminio, ossigeno e metalli. Le zeoliti sono generalmente associate al termine di setaccio molecolare per via di una peculiare proprietà di questi materiali, che si esprime nella loro capacità di ordinare selettivamente le molecole in base a un processo di esclusione dimensionale. Ciò è possibile grazie alla configurazione regolare dei pori. La dimensione degli aggregati molecolari o ionici che possono penetrare nei pori della zeolite è stabilita dalle dimensioni dei canali. Questi ultimi sono definiti dalla dimensione dell'apertura dell'anello, dove per anello si intende un circuito chiuso costruito da otto atomi di silicio, coordinati tetraedralmente, e otto atomi di ossigeno. Questi anelli non sono perfettamente simmetrici per via di alcuni fattori, come la tensione indotta dal legame tra le unità necessaria per produrre la struttura complessiva o l'organizzazione degli atomi di ossigeno degli anelli ai cationi all'interno della struttura.

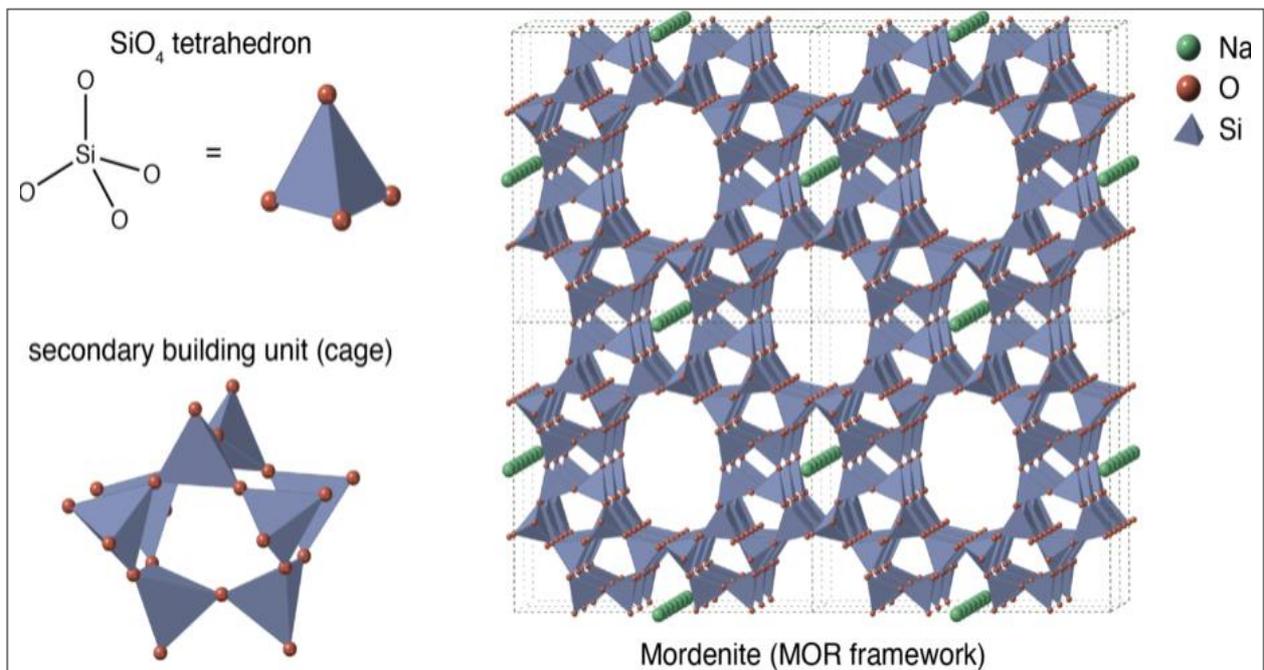


Fig.3.8 Organizzazione molecolare ed unità costitutive della zeolite.

Inoltre, le zeoliti hanno il potenziale di fornire una separazione precisa e specifica dei gas, inclusa la rimozione di H₂O, CO₂ e SO₂ dai flussi di gas naturale [18][19].

3.3 Percentuale di purezza

L'ossigeno terapeutico presente all'interno delle bombole è un farmaco con purezza di circa il 99.5%, secondo la Farmacopea Europea. Tuttavia, tale livello di purezza è riferito esclusivamente all'ossigeno: infatti, quando l'ossigeno viene stoccato nelle bombole, la sua purezza primaria è contaminata dalla presenza di residui della bombola e, quindi, la sua purezza diminuisce mantenendosi su valori del 96-97%.

Al contrario, i concentratori producono ossigeno medico con una purezza di circa il 93%, in base ai dati forniti dalla Farmacopea Europea. Più precisamente, le purezze dei concentratori di ossigeno di recente tecnologia si aggirano intorno al 93-96%.

Ne consegue che, qualora la purezza dell'ossigeno sia maggiore al 90%, non vi è alcuna differenza in termini di saturazione di ossigeno nel sangue sia che l'ossigeno venga erogato da un concentratore che da una bombola.

Inoltre, dato che la quantità di ossigeno assimilata dal paziente a livello delle vie aeree superiori è contenuta in un intervallo compreso tra il 30 ed il 40%, pur avendo un grado di purezza dell'ossigeno del 100%, l'ossigeno stesso sarà combinato con l'aria in entrata nelle vie nasali e, di conseguenza, la purezza effettiva non sarà mai superiore al 40%.

Ad oggi, i concentratori di ossigeno presenti sul mercato sono in grado di consentire la stessa saturazione ottenuta con le bombole di ossigeno.

La purezza dell'ossigeno, inteso come farmaco, è di circa il 99.5%: ciò è valido non in quanto questa sia una purezza necessaria al fine terapeutico, ma perché è la purezza di base con cui l'ossigeno è generato per impieghi industriali e medicali [20].

Dunque, la differenza di purezza tra l'ossigeno erogato dal concentratore e quello contenuto nelle bombole di ossigeno è minima. Pertanto, la differenza di purezza tra i due sistemi è così ridotta che non ha alcuna azione sull'efficacia della terapia.

Dati clinici indicano che un soggetto sano possiede una capacità polmonare di circa 4 L, mentre un soggetto cronico presenta una capacità polmonare pari alla metà di quella del paziente in salute, cioè circa 2 L. Ad ogni atto inspiratorio, i polmoni non sono riempiti totalmente: ne consegue che un paziente inspira approssimativamente 1 L di aria ad ogni atto inspiratorio. Poiché un individuo sano compie circa 25 atti respiratori al minuto, allora saranno ispirati circa 25 L di aria in 1 minuto. Tenendo conto che l'aria è costituita da azoto per circa l'80% e per il restante 20% circa di ossigeno, allora, quando si inspirano 25 L di aria, in realtà si stanno inspirando 5 L di ossigeno, ovvero il 20% di 25 L. Quindi, ad un paziente con insufficienza respiratoria viene somministrato l'ossigeno erogato dal concentratore o dalla bombola, a cui si aggiungono altri 5 L di ossigeno. Il valore medio di terapia è di 2 L/min. In virtù di ciò, si ha che un paziente inspira 5 L di ossigeno naturalmente e altri 2 L da una fonte esterna, cioè 7 L di ossigeno totali in un minuto. I 2 L di ossigeno percepiti da una sorgente esterna costituiscono circa il 28% dell'ossigeno inspirato dal paziente (2 L su 7 L totali). La differenza di purezza tra l'ossigeno prodotto da concentratore di ossigeno (93%) e quello contenuto nella bombola (99,5%) è pari a circa 6,5% e agisce solo sui 2 L di ossigeno assunti dall'esterno, quindi sul 28% di ossigeno inspirato. Il 6,5% del 28% di ossigeno è esattamente l'1,82%. Pertanto, la differenza di purezza incide solo sull'1,82% della percentuale totale di ossigeno, una quantità trascurabile che non ha alcuna conseguenza né sul quadro clinico né sulla capacità di saturazione del paziente.

Concludendo, a livello clinico non vi è sostanziale differenza tra ossigeno medicale liquido ed ossigeno erogato da concentratore. L'ossigeno medicale liquido possiede una purezza lievemente maggiore rispetto a quella del concentratore (99,5% il primo, 93,0% il secondo), pressoché ininfluenza ai fini della terapia medica. Da un punto di vista terapeutico, l'ossigeno erogato dai concentratori di ossigeno consente di ottenere i medesimi risultati clinici dati dall'ossigeno liquido. Dunque, la purezza dell'ossigeno erogato dal concentratore è clinicamente valida come quella della bombola, con ulteriori agevolazioni quali: l'ossigeno erogato dal concentratore è alla stessa temperatura del corpo umano ed ha lo stesso livello di umidità, a differenza dell'ossigeno in bombola che essendo più freddo va umidificato artificialmente, senza questo passaggio, l'ossigeno erogato dalla bombola causa secchezza alla gola, mal di testa ed epistassi nasale [20].

Capitolo 4

Edifici per l'emergenza sanitaria

4.1 Eventi catastrofici

Gli eventi catastrofici sono eventi avversi per la collettività che li subisce, in seguito ai quali si manifesta un'inadeguatezza, temporanea, tra le necessità delle persone colpite dal disastro e i mezzi di soccorso immediatamente disponibili.

L'Articolo 2 della Legge di Istituzione del Servizio di Protezione Civile Nazionale (Legge 24 febbraio 1992, n. 225) definisce tre diverse tipologie di eventi, per ciascuno specifica ambiti di competenza e responsabilità nella gestione dei soccorsi:

“

- *Eventi di tipo A: eventi naturali o connessi con l'attività dell'uomo che possono essere fronteggiati attraverso interventi attuabili dai singoli enti e/o amministrazioni competenti in via ordinaria;*
- *Eventi di tipo B: eventi naturali o connessi con l'attività dell'uomo che per loro natura ed estensione comportano l'intervento coordinato di più enti o amministrazioni competenti in via ordinaria;*
- *Eventi di tipo C: calamità naturali, catastrofi o altri eventi che, per intensità ed estensione, debbono essere fronteggiati con mezzi e poteri straordinari.*

“

Di fronte ad una calamità, gli enti locali si occupano dell'organizzazione per la gestione dell'evento, che indica gli scenari di rischio del territorio e la modalità di intervento. Il Dipartimento della Protezione Civile specifica i criteri generali per la pianificazione dell'emergenza da indirizzare alle Regioni che, a loro volta, gestiscono la preparazione dei piani provinciali e comunali.

In ambito territoriale e funzionale, l'organizzazione segue la linea del metodo Augustus, che definisce una gestione semplice e versatile dell'emergenza. Gli organi di coordinamento sono i centri operativi, allestiti in funzioni di supporto, associate a diversi campi di attività e di intervento.

In base all'evento catastrofico in atto, il centro di coordinamento può assumere diversi livelli di attivazione, denominati Stati di configurazione, in base ad una procedura interna. In presenza di Eventi di tipo C, la Sala Operativa si erge ad Unità di crisi e viene convocato il Comitato operativo, che ha il compito di dirigere e coordinare l'intervento in emergenza.

Pertanto, il quadro generale di un evento catastrofico evidenzia l'urgenza con la quale deve essere affrontato l'intervento del soccorso sanitario d'emergenza e della protezione civile in stato di catastrofe [21].

4.2 Medicina delle Catastrofi

Il Ministro dell'Interno è la carica delegata alla definizione di un protocollo nazionale di piano sanitario da adottare in caso di emergenze affinché sia consentito il coordinamento razionale ed efficiente degli interventi di soccorso.

Il documento “Criteri di massima per l'organizzazione dei soccorsi sanitari nelle catastrofi”, pubblicato nella Gazzetta Ufficiale 12 maggio 2001 n. 109, definisce le linee organizzative della catena straordinaria dei soccorsi sanitari in condizioni di maxi-emergenza.

Il coordinamento dei soccorsi sanitari in presenza di evento catastrofico rappresenta un ambito strategico per ogni sistema di emergenza territoriale.

Il piano d'emergenza è dato dall'insieme delle procedure operative di intervento da mettere in atto nel caso in cui si presenti l'evento atteso. Pertanto, il piano d'emergenza è concepito come il meccanismo responsabile della predisposizione e del coordinamento degli interventi di soccorso a tutela della popolazione e dei beni in un territorio a rischio.

Ne consegue che il piano d'emergenza è una struttura dinamica dal momento che le situazioni territoriali, la consistenza del danno ed il tipo di soccorsi sono parametri estremamente variabili che di volta in volta modificano l'impatto reale dell'evento.

Il piano si compone di tre parti essenziali:

- I. Parte generale: si ricavano tutte le informazioni relative alle caratteristiche ed alla struttura dell'area colpita;
- II. Lineamenti della pianificazione: si definiscono gli obiettivi da perseguire in modo da fornire un'adeguata risposta di protezione civile ad una qualsiasi situazione d'emergenza;
- III. Modello d'intervento: si assegnano le responsabilità decisionali ai diversi livelli di comando e controllo per la gestione delle emergenze e si definisce un sistema di comunicazione che consenta il costante scambio di informazioni.

Il documento «Criteri di massima per l'organizzazione dei soccorsi sanitari nelle catastrofi» esamina principalmente due situazioni d'emergenza in merito alla questione sanitaria:

- Evento catastrofico ad effetto limitato, supportato dall'integrità delle strutture di soccorso presenti nel territorio in cui si manifesta e dalla limitata durata temporale delle operazioni di soccorso.
- Evento catastrofico che travalica le potenzialità di risposta delle strutture locali, che devastano ampi territori e causano un elevato numero di vittime. La gestione degli interventi di soccorso risulta essere molto complicata data la sproporzione che si viene a creare tra richiesta e disponibilità di uomini e mezzi da impiegare sul campo.

L'intervento sanitario presuppone la conoscenza dei principi fondamentali della Medicina delle Catastrofi, la quale definisce il coordinamento e la gestione medica e di primo soccorso attuati in caso di maxi-emergenza o di catastrofe. La Medicina delle Catastrofi consente di adottare una risposta sanitaria corretta in presenza di risorse insufficienti rispetto all'entità dell'evento stesso [21][22].

Essa si basa sull'equazione di Bernini Carri, detta anche "Regola del danno dinamico", la quale afferma [22]:

"L'intensità di un fenomeno (Q) è direttamente proporzionale all'intensità dello stesso (n) e indirettamente proporzionale alle risorse esistenti per gestirlo (f) per il tempo nel quale esso si sviluppa (t)"

$$Q = \frac{n}{f} \cdot \frac{t}{R} \quad (4.1)$$

Nell'equazione soprariportata, n indica il numero di persone coinvolte nell'evento catastrofico (feriti, deceduti o sopravvissuti che richiedono assistenza), f rappresenta il numero di soccorritori o i mezzi utilizzati per il soccorso, R (detto Fattore di resilienza della popolazione) indica la capacità di una popolazione di reagire attivamente alla diminuzione del Danno.

Dunque, quanto più R risulta essere elevato, tanto più viene mitigato l'effetto del Danno [22].

4.3 Strutture sanitarie da campo

In presenza di un evento catastrofico, gli ospedali subiscono anch'essi danneggiamenti strutturali o crolli e necessitano di essere evacuati. Un disastro, sia di natura ambientale (terremoti, uragani, frane) che artificiale (attacchi terroristici, guerre), comporta rapide e ripetute variazioni delle esigenze sanitarie. Ne consegue che una catastrofe provoca un tragico aumento della richiesta di assistenza sanitaria di emergenza, alla quale l'ospedale locale non è in grado di rispondere poiché colpito dall'evento, distrutto o inagibile.

Pertanto, la disposizione di strutture sanitarie campali risulta essere la risposta più efficiente per costruire una prima linea di soccorso ai colpiti. Le strutture sanitarie campali sono moduli trasportabili realizzati al fine di fornire un primo servizio sanitario in condizioni di maxi-emergenza. Caratteristiche intrinseche delle strutture sanitarie campali sono, quindi, la modularità, l'adattabilità ad ambienti diversi e la flessibilità ad eventuali cambiamenti dello scenario dell'evento [21][22].

Ad ogni tipologia di evento catastrofico si applica una risposta sanitaria su due frangenti:

- Risposta rapida, fornita dagli organi sanitari territoriali a seconda delle risorse locali immediatamente disponibili.
- Risposta differita, applicata nelle ore che seguono l'evento catastrofico grazie alla collaborazione degli aiuti che giungeranno dall'esterno del territorio colpito dal disastro.

I due gradi di intervento sanitario sono uno consequenziale all'altro ed entrambi non dipendenti dal tipo di emergenza.

In Italia, la Risposta rapida è conseguita mediante l'impegno del Posto Medico Avanzato (PMA).

4.3.1 Posto Medico Avanzato

Il PMA è la struttura che si interpone tra la zona colpita dall'evento e gli ospedali locali.

Il PMA viene definito nella Gazzetta Ufficiale del 12 maggio 2001 come:

“Dispositivo funzionale di selezione e trattamento sanitario delle vittime, localizzato ai margini esterni dell'area di sicurezza o in una zona centrale rispetto al fronte dell'evento...” che “...può essere sia una struttura che un'area funzionale dove radunare le vittime, concentrare le risorse di

primo trattamento, effettuare il triage ed organizzare l'evacuazione sanitaria dei feriti nei centri ospedalieri più idonei.”

Il PMA è generalmente allestito in complessi preesistenti sufficientemente ampi (quali chiese, palestre), aree aperte (parcheggi coperti o scoperti, loggiati) oppure in tende [23].

La disposizione del PMA è stabilita dal Posto di comando avanzato e deve rispondere ai seguenti criteri:

- deve essere in prossimità del luogo dell'evento, ma al riparo da eventuali rischi;
- deve essere vicino alle vie di comunicazione in modo da permettere accesso e uscita agevole ai veicoli che vi confluiscono;
- non deve trovarsi in una zona dal suolo deteriorato poiché potrebbe impedire il transito dei veicoli.

Il PMA si compone di quattro aree:

- **Triage:** filtro da cui transitano tutte le vittime;
- **Urgenze assolute:** gestione di feriti in "codice rosso";
- **Urgenze relative:** gestione dei feriti in "codice giallo";
- **Evacuazione:** preparazione dei feriti verso l'ospedale.

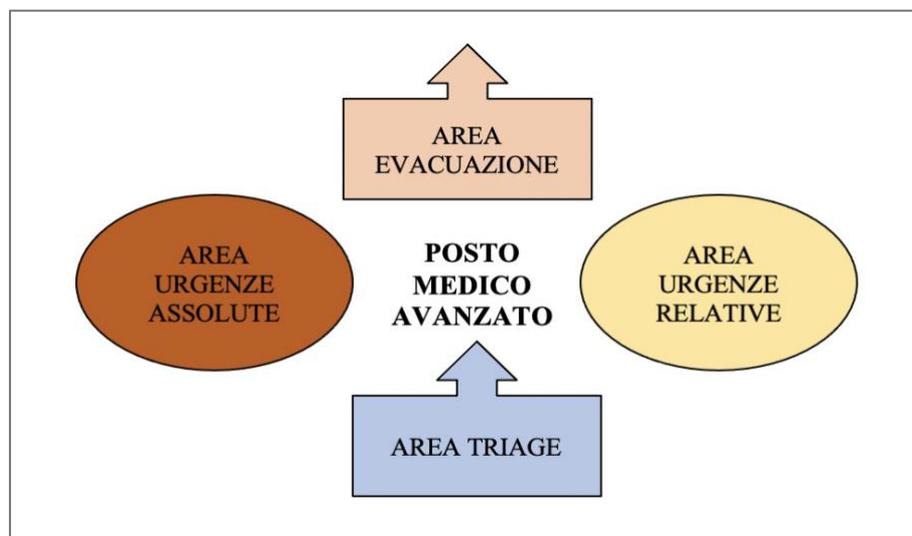


Fig. 4.1 Schema delle aree costitutive di un Posto Medico Avanzato.

Questa tipologia di struttura sanitaria agisce su due livelli:

- **PMA di 1° livello**

Il PMA di 1° livello è una struttura di rapido allestimento, attivata entro massimo la prima ora dall'evento. È generalmente indicata in presenza di eventi catastrofici ad effetto limitato [24]. Valutando i requisiti funzionali, i connotati primari del PMA di 1° livello risultano essere:

- tempi d'impiego dall'allarme: minori di 1 ora;
- capacità di trattamento limitata: 10 pazienti;
- autonomia operativa: 12 ore.

- PMA di 2° livello

Il PMA di 2° livello, rispetto a quello di 1° livello, deve garantire un intervento salvavita ad un numero più esteso di vittime e per un maggior numero di giorni. Le conseguenze di un evento catastrofico impongono la necessità dell'utilizzo di strutture che, oltre alla velocità di allestimento, abbiano la capacità di operare in autonomia, di modo da affrontare la condizione critica immediatamente successiva all'evento, permettendo il recupero e il trattamento dei feriti.

In seguito alla fase iniziale dalla catastrofe, i soccorsi sanitari dovranno consentire l'allestimento di strutture di emergenza più articolate e complete, quali gli ospedali da campo [24].

Le caratteristiche funzionali del PMA di 2° livello sono:

- tempi d'impiego dall'allarme: 3 - 4 ore;
- capacità di trattamento limitata: 50 pazienti;
- autonomia operativa: 72 ore.

4.3.2 Ospedale da campo

Gli ospedali da campo vengono allestiti per assolvere alla Risposta differita, che corrisponde all'espressione della soluzione sanitaria che si sviluppa nelle ore successive all'evento catastrofico. Il Regolamento 2010/481/UE definisce i requisiti generali stabiliti a livello europeo per gli ospedali da campo.

Requisiti generali

Compiti	Fornire una terapia medica e traumatologica iniziale o di follow-up, tenendo conto di linee guida internazionali per l'utilizzo di ospedali da campo, come quelle dell'Organizzazione mondiale della Sanità o della Croce Rossa.
Capacità	10 posti letto per pazienti colpiti da gravi traumi, con possibilità di aumentare la capacità.
Componenti principali	<ul style="list-style-type: none">- Equipe medica per:<ul style="list-style-type: none">- triage;- cure intensive;- interventi chirurgici;- trattamento di lesioni gravi che non comportano pericolo di vita;- evacuazione;- personale specializzato di supporto.- Tende:<ul style="list-style-type: none">- tende adatte per lo svolgimento delle attività mediche;- tende per il personale, postazione di comando;- deposito logistico e per le forniture mediche.
Approntamento	<ul style="list-style-type: none">- Disponibilità a partire al massimo 7 giorni dopo la richiesta;- Il modulo deve poter essere operativo 12 ore dopo l'arrivo sul posto;- Il modulo deve poter essere operativo per almeno 15 giorni.

Tab. 4.1 Requisiti generali dell'ospedale da campo.

Un ospedale da campo viene, dunque, definito come una struttura sanitaria mobile, autonoma e autosufficiente in grado di essere collocata e allestita in tempi molto brevi per affrontare una condizione di immediata emergenza sanitaria. L'attivazione di un ospedale da campo è subordinata ad alcune condizioni [21]:

- deve seguire ad una appropriata dichiarazione di emergenza e ad una richiesta formale da parte dell'autorità sanitaria del paese colpito;
- deve integrarsi nel sistema sanitario locale;
- devono essere esplicitamente definiti i ruoli e le responsabilità per la sua installazione e il suo mantenimento di operatività.

L'ospedale da campo viene generalmente realizzato per sostituire o per completare il servizio medico in seguito ad un evento catastrofico per tre diverse questioni [21]:

- fornire immediatamente soccorso medico nelle prime 48 ore;
- somministrare cure di routine cura aggiuntiva i casi di trauma del giorno tre al giorno 15;
- operare come struttura temporanea in sostituzione delle installazioni che richiedono riparazione o ricostruzione.

4.3.2.1 Tende da campo

La tenda costituisce la soluzione più utilizzata come sussidio sanitario campale. Motivo principale del suo largo impiego è da ricercarsi nei costi, essendo la soluzione più economica rispetto ad altri presidi modulari prefabbricati.

Le tende da campo dimostrano di avere ottimi requisiti di leggerezza, trasportabilità, rapidità di montaggio e versatilità di destinazione d'uso. Questi sistemi sono progettati per operare in zone militari o civili, in paesi colpiti da eventi catastrofici o da guerre, dove le strutture sanitarie sono inadeguate o del tutto inesistenti.

Una delle più importanti imprese italiane che si occupa della realizzazione di strutture tendate gonfiabili da campo è Eurovinil S.p.a.. Questa azienda dota da decenni il Ministero della Difesa e varie organizzazioni di Protezione Civile.

Le tende sono realizzate con un polimero rinforzato mediante un innesto in poliestere, in grado di tollerare temperature che vanno dai -50° ai +66 °C e offrire una garanzia di durata molto elevata. Questo materiale plastico garantisce grandi capacità di resistenza al fuoco e resistenza a funghi e muffe. Inoltre, le tende sono autoportanti, grazie ad una struttura gonfiabile costituita da archi e traversi di collegamento tra gli archi [21].



Fig. 4.2 Modello di struttura tendata.

4.3.2.2 Container

Negli ultimi anni si sono progettate soluzioni più robuste nel lungo periodo in grado di adeguarsi a terreni e condizioni climatiche sfavorevoli. I container sono strutture complesse adibite a locali medico-sanitari, con l'obiettivo di raggiungere i requisiti e le prestazioni di un ospedale tradizionale. Le aziende costruttrici hanno innovato il sistema container rendendolo espandibile e guadagnando superficie e volume utili in sede di utilizzo. Considerata la rigidità del blocco anche in fase di trasporto, è possibile allestire il container in tempo di pace con le strumentazioni mediche. L'operatività della struttura diventa immediata non appena questa è collocata sul luogo del disastro. Una delle maggiori aziende italiane produttrici di sistemi medici mobili containerizzati è la Mobile Modular Hospital (MMH).

Lo studio perseguito da MMH mira alla progettazione e alla costruzione di moduli sanitari attrezzati installabili in tempi rapidi e che garantiscono elevata protezione alla strumentazione medica. La linea che individua una soluzione a questa necessità viene definita "Sistema di presidio medico" (Medical Shelter System) per emergenza sanitaria. L'impiego di queste strutture trova spazio nel frangente degli eventi catastrofici, quali terremoti, epidemie, emergenze sanitarie [21].



Fig. 4.3 Modello di Unità Medica Mobile.

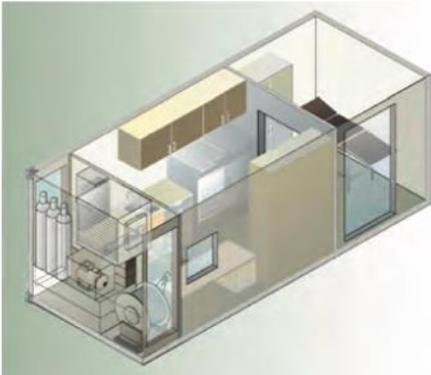
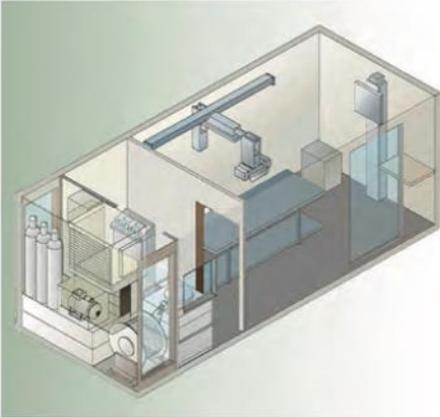
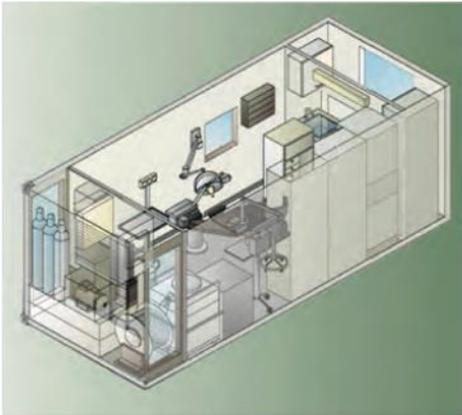
Le “Unità Mediche Mobili” (Mobil Medical Units) rappresentano una modalità di impiego e prestazioni più efficiente rispetto alle strutture tendate, sulla base della facilità di movimentazione e insediamento su diverse tipologie di terreno, protezione dei dispositivi ivi contenuti, maggiore durata operativa anche in presenza di condizioni ambientali controverse, costi operativi e di manutenzione più contenuti. Le Unità Mediche Mobili possono essere utilizzate singolarmente ed autonomamente oppure in pool per formare interi complessi sanitari mobili. Ciascuna unità è composta da un telaio strutturale realizzato con profilati estrusi in lega leggera, ad alta resistenza. Al telaio viene fissata, tramite rivettatura, la pannellatura con caratteristiche strutturali e portanti. I pannelli utilizzati sono detti “pannelli a sandwich”, poiché costituiti da due lamiere. La cabina è dotata di un sistema di sollevatori, applicati ai blocchi d'angolo, che consentono il livellamento.

L'unità di base ha dimensioni caratteristiche, ma sono progettate per espandere il proprio volume di due o tre volte. Il sistema di espansione è manuale e richiede l'ausilio di due operatori senza l'utilizzo di altri strumenti tecnici.

Alcuni moduli, in base alla propria destinazione funzionale, possono essere realizzati in molteplici versioni a seconda delle esigenze operative. MMH propone come soluzione standard la “1V” per le funzioni di laboratorio, radiologia, pronto soccorso, farmacia e chirurgia. È stata anche progettata ad hoc una sala operatoria in configurazione “3V” per adempiere ai requisiti di spazio richiesti dalla vigente normativa.

Il modulo adibito a sala operatoria “3V” è realizzato con materiali diversi, acciaio e alluminio, in modo da combinare la resistenza dell'acciaio e la leggerezza dell'alluminio. L'area operativa è di 27 m². Il pavimento interno della sala è resistente all'attacco di agenti chimici o biologici ed è direttamente collegato alle pareti. Queste sono lisce, disinfettabili e resistenti al fuoco. Il modulo può operare in temperature esterne che oscillano dai -15 ai +55 °C, riuscendo a mantenere un clima di comfort interno tra i +20 e i +24 °C. L'umidità relativa interna viene controllata e mantenuta tra 40% e 60%. Il ricambio d'aria raggiunge un massimo di 1200 m³/h e l'efficienza di filtraggio dell'aria è calcolata al 99,99% con un sistema di filtri assoluti di dimensione standard. Sopra il tavolo operatorio circola un flusso d'aria laminare in grado di assicurare la totale pulizia durante l'esercizio. Dal vano tecnico vengono collegati terminali per i gas medicali, secondo le norme UNI-EN-ISO 7396-1-2: ossigeno, protossido di azoto, aria medica, gas anestetici.

I moduli adibiti alle funzioni sono completati dall'arredo e dalla strumentazione medica ad alto contenuto tecnologico. Si riportano di seguito alcuni esempi di unità mediche corredate dall'attrezzatura associata [21].

Laboratorio di analisi	
	Funzioni erogate <ul style="list-style-type: none"> - Servizio medico ed epidemiologico - Laboratorio per analisi chimiche - Centro trasfusionale
	Componenti principali <ul style="list-style-type: none"> - Centrifuga per uso ematologico - Unità di sterilizzazione e lavatrice - Microscopio binoculare - Agitatore magnetico riscaldato - Spettrofotometro visivo - Analizzatore di sangue e urina - Contatore emacitometrico - Sistema completo di elettroforesi - Unità fotometrica di fiamma - Frigorifero per sangue e reagenti
Radiologia	
	Funzioni erogate <ul style="list-style-type: none"> - Servizi radiografici - Servizi medici generali
	Componenti principali <ul style="list-style-type: none"> - Unità raggi X completa di: unità di controllo, fonte generatore H.T. per esposizione raggi X con anodo di tipo rotativo, lettino completo con potter, unità teleradiografica montata in parete. - Negativoscopio
Pronto soccorso	
	Funzioni erogate <ul style="list-style-type: none"> - Servizi medici generali di emergenza - Ambulatorio dentale - Ambulatorio ginecologico - Ambulatorio di stomatologia - Chirurgia locale
	Componenti principali <ul style="list-style-type: none"> - Stazione dentale completa con tornio - Kit di frese per tornio dentale - Unità radiologica dentale - Negativoscopio - Lampada per sala operatoria - Unità completa di anestesia - Unità di sterilizzazione - Frigorifero

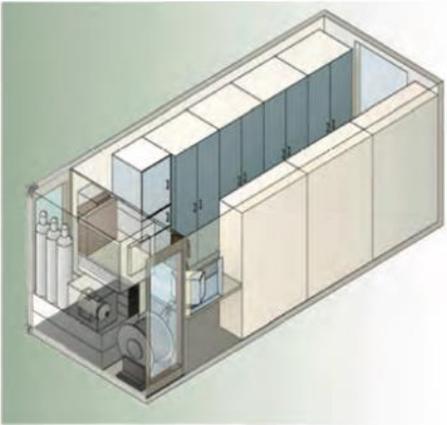
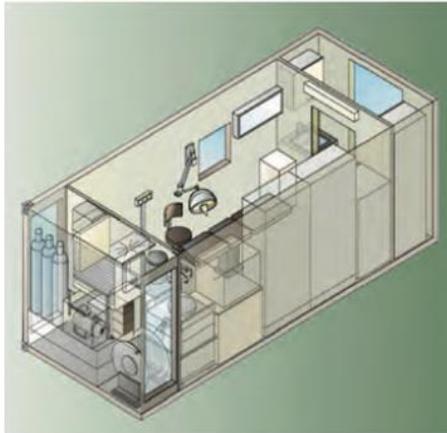
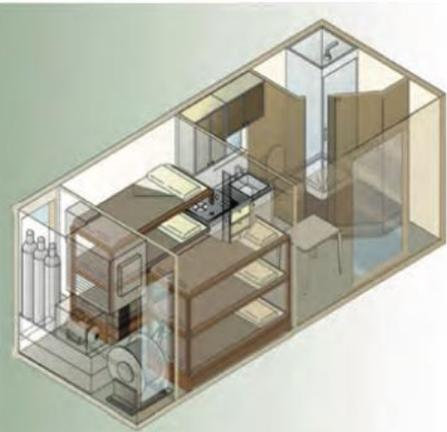
Farmacia	
	Funzioni erogate
	<ul style="list-style-type: none"> – Deposito di medicinali e accessori
	Componenti principali
	<ul style="list-style-type: none"> – Armadi con cassettoni e scaffali – Frigo e congelatore – Unità di sterilizzazione – Superficie di lavoro – Computer
Chirurgia	
	Funzioni erogate
	<ul style="list-style-type: none"> – Chirurgia generale
	Componenti principali
	<ul style="list-style-type: none"> – Tavolo operatorio con comando idraulico – Defibrillatore con monitor – Rianimatore – Unità di monitoraggio – Negativoscopio – Lampada scialitica – Unità completa di anestesia – Unità di sterilizzazione e lavatrice – Frigorifero per banco del sangue – Sfigmomanometro – Serie di strumenti per la chirurgia
Unità di servizio	
	Funzioni erogate
	<ul style="list-style-type: none"> – Servizi generali – Assistenza tecnica – Supporto logistico
	Componenti principali
	<ul style="list-style-type: none"> – Bagno con lavandino, doccia, wc chimico, scaffali – Cucina con lavandino, piano cottura con estrazione aria, forno a microonde, frigorifero con congelatore, armadi a muro – Sala ricreativa con tavolo, armadio, guardaroba – Dormitorio con letti, armadio a cassettoni

Fig. 4.4 Modelli di unità mobili da campo.

La rapidità con cui viene garantito l'intervento risulta essere un fattore fondamentale per il successo delle operazioni sanitarie di soccorso.

Il Regolamento Europeo 2010/481/UE, definisce dei requisiti temporali in merito agli ospedali da campo: la disponibilità a partire al massimo 7 giorni dopo la richiesta di emergenza, l'operatività entro 12 ore dopo l'arrivo sul luogo della catastrofe, la permanenza in autonomia per almeno 15 giorni.

L'Organizzazione Mondiale della Sanità stabilisce misure più stringenti, diminuendo a 24 ore il tempo in cui la struttura ospedaliera deve essere operativa per servizio medico di pronto soccorso. Questa soluzione consente, dunque, un facile trasporto e un celere allestimento date le dimensioni compatte e il peso contenuto [21].

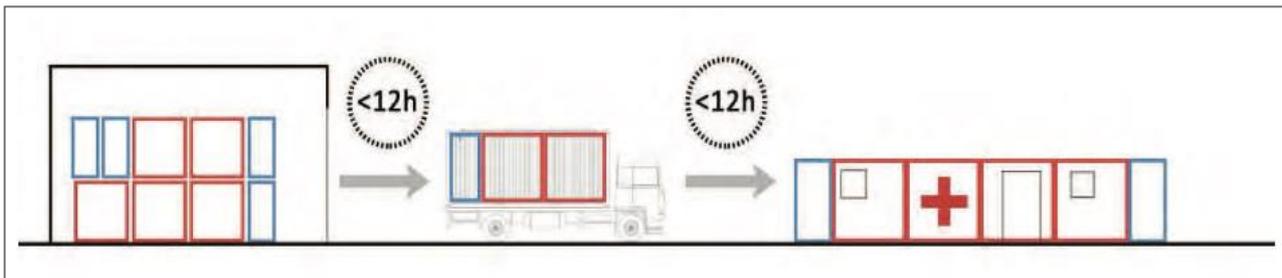


Fig. 4.5 Schema di trasporto e allestimento di soluzioni containerizzate.

Pertanto, caratteristica strutturale delle unità di base è la modularità, grazie alla quale è possibile realizzare il complesso sanitario finale per aggregazione. Quindi, l'unità di base opera esattamente come una qualsiasi cellula dell'organismo: le cellule possono essere spostate e, una volta giunte a destinazione, si aggregano le une alle altre per comporre il presidio nella sua totalità. In virtù di ciò, l'unità di base è generalmente definita modulo. La modularità nel lungo periodo facilita anche la riparazione di eventuali parti danneggiate senza dover interrompere le attività interne: è infatti sufficiente intervenire localmente alla sostituzione dei moduli e delle parti di modulo danneggiate.

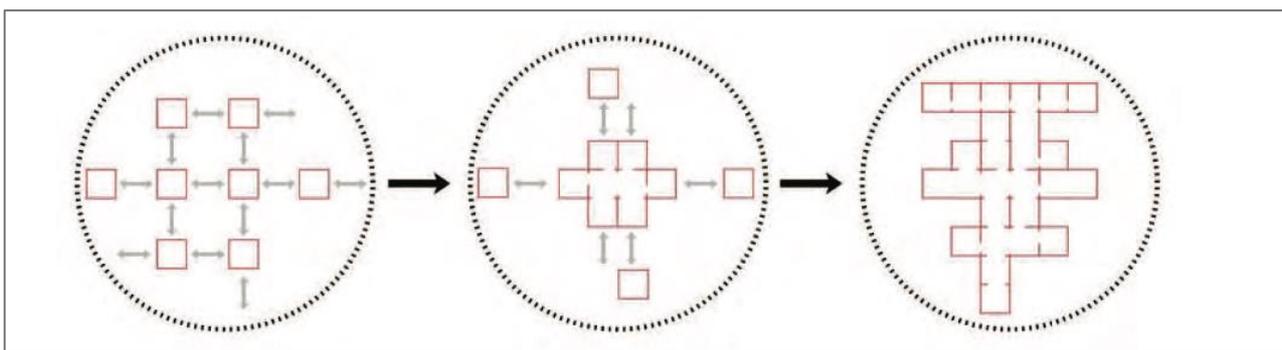


Fig. 4.6 Sistema costituito dalla composizione di più unità di base.

Attualmente le soluzioni containerizzate contengono il materiale sanitario necessario all'interno del presidio stesso anche in fase di trasporto: questo costituisce un grande vantaggio nel fronteggiare lo stato emergenziale creato dall'evento catastrofico [21].

Capitolo 5

Impianti di distribuzione dei gas medicali

L'ossigeno è il gas maggiormente utilizzato nella terapia respiratoria e per il supporto vitale. Gli impianti di distribuzione dei gas medicali consentono di fornire gas medicali e vuoto ed evacuare i gas anestetici nelle strutture sanitarie ospedaliere e, in questo caso, nelle strutture sanitarie da campo. Gli impianti di distribuzione dei gas medicali, del vuoto e di evacuazione dei gas anestetici sono regolamentati dalla Direttiva 93/42/CE, relativa ai dispositivi medici e recepita in Italia con il Decreto Legislativo n. 46/1997. I riferimenti per la progettazione, la realizzazione, il collaudo e la messa in servizio degli impianti di gas medicali, vuoto ed evacuazione dei gas anestetici sono le norme armonizzate UNI EN ISO 7396-1 e UNI EN ISO 7396-2. In particolare, la norma UNI EN ISO 7396-1 definisce i requisiti per progettazione, installazione, funzionamento, prestazioni, documentazione, prove e accettazione degli impianti di distribuzione dei gas medicali, per il vuoto e per i gas atti ad alimentare strumenti chirurgici, per garantire la sicurezza dei pazienti per mezzo della continuità di erogazione del gas medicinale da parte dell'impianto. In questa norma sono anche compresi i requisiti per il generatore, la rete di distribuzione, le prestazioni e per evitare interconnessioni tra i sistemi di evacuazione dei gas anestetici e i gas medicali e del vuoto.

La norma UNI EN ISO 7396-2, invece, stabilisce i requisiti per progettazione, installazione, funzionamento, prestazioni, documentazione, prove e convalida degli impianti di evacuazione dei gas anestetici, in modo da garantire la sicurezza dei pazienti e ridurre l'esposizione degli operatori e degli assistenti ai gas e ai vapori anestetici.

I gas medicali vengono erogati per mezzo di impianti centralizzati che permettono di ottimizzare l'approvvigionamento assicurando simmetricamente condizioni di sicurezza. I gas sono generalmente forniti da una centrale di stoccaggio e alimentazione, a livello della quale si dirama un sistema di tubazioni che fa sì essi giungano ai punti di utilizzo presenti nella struttura sanitaria.

L'ospedale da campo costituisce una realtà complessa ed eterogenea nella quale si intrecciano e coesistono discipline diverse in congiunzione tra di loro.

I requisiti stabiliti dalla normativa italiana sono presi come riferimento essenziale: si sottolinea che la suddetta normativa non entra nel merito degli ospedali da campo, bensì si occupa esclusivamente di strutture ospedaliere permanenti. Considerando le diversità esistenti tra le due tipologie di strutture, si riserva la possibilità di adeguare i requisiti minimi di una struttura ospedaliera alle capacità di un organismo mobile campale.

Il profilo curato nel presente lavoro verte sull'ambito specifico degli impianti di distribuzione dei gas medicinali di un ospedale da campo in presenza di condizioni ambientali e socio-sanitarie avverse [5].

5.1 Generalità

I principi basilari per la realizzazione di un impianto di distribuzione dei gas medicali si traducono in:

- Adeguate prestazioni;
- Qualità del gas erogato dal sistema;
- Utilizzo in sicurezza;
- Continuità di erogazione di gas medicale al paziente, anche in condizioni di singolo guasto.

In merito all'ultimo punto si presuppone che:

- La centrale di alimentazione è composta almeno da tre sorgenti di alimentazione;
- La disposizione della rete di distribuzione dei gas deve abbassare i rischi di danneggiamento meccanico delle tubazioni;
- Ogni posto letto deve essere alimentato da almeno due riduttori di pressione collegati in by-pass e in modo permanente alla rete di distribuzione.

Dunque, fattori fondamentali di un impianto di distribuzione di gas medicali sono la continuità di erogazione dei gas, la garanzia dell'identità dei gas, la qualità intesa come adeguata composizione dei gas somministrati, la quantità espressa come la corretta portata e pressione a livello dei punti di utilizzo [5][25].

In presenza di una catastrofe, quindi, occorre definire delle linee base di minima per la rapida attuazione di un impianto di distribuzione di gas medicali, quali:

- Definizione tipologia e numero dei punti di utilizzo;
- Definizione pressioni richieste ai punti di utilizzo;
- Definizione portate necessarie ai punti di utilizzo;
- Dimensionamento sezioni della rete di distribuzione;
- Definizione layout della rete di distribuzione;
- Definizione tipologia e potenzialità della centrale di alimentazione;

5.1.1 Requisiti generali

Il numero di unità terminali per posto letto e la loro collocazione in ciascuna area della struttura sanitaria campale devono essere stabiliti dal dipartimento direttivo della stessa in collaborazione con il fabbricante del sistema. La normativa, infatti, prevede un'azione congiunta tra la struttura sanitaria e il fabbricante per l'intera durata di vita dell'impianto, dalla realizzazione sino alla rimozione.

I requisiti principali statuiti dal fabbricante in accordo con la struttura sanitaria sono [5][25]:

- Numero di unità terminali per posto letto;
- Disposizione delle unità terminali in ogni unità campale;
- Portate richieste;
- Collocazione e dimensionamento dello stoccaggio delle sorgenti di alimentazione;
- Numero di bombole piene da tenere stoccate;
- Ubicazione delle sorgenti di riserva;
- Ubicazione dei punti di alimentazione per manutenzione;
- Ubicazione dei pannelli di allarme locale remoti.

Occorre, inoltre, tener conto di altri parametri intrinseci dell'impianto, come la capacità e la portata delle centrali, il dimensionamento delle tubazioni, il posizionamento delle unità terminali e le caratteristiche del sistema di monitoraggio e allarme.

Il dimensionamento delle tubazioni deve considerare i possibili pericoli dovuti all'elevata velocità del gas.

Ogni intervento a livello dell'impianto di distribuzione dei gas deve essere confacente ai requisiti enunciati dalla norma UNI EN ISO 7396-1.

Le innovazioni apportate con l'aggiornamento della norma ISO/FDIS 7396-1:2016 riguardano i seguenti fattori [5][24]:

- Ubicazione delle centrali: le centrali di alimentazione con bombole di gas e contenitori di liquidi non criogenici non devono essere installate:
 - nel locale in cui sono ubicate apparecchiature con un motore elettrico, eccetto l'apparecchiatura di ventilazione del locale;
 - nel locale in cui sono presenti apparecchiature con fiamme libere.
- Sorgenti di riserva: il fabbricante, in cooperazione con la direzione della struttura sanitaria, deve effettuare un'analisi dei rischi in base alla norma ISO 14971 in modo da stabilire:
 - se è tollerabile il rischio di disporre di una sorgente di riserva alimentata elettricamente;
 - se si necessita di ulteriori sorgenti di riserva e la loro ubicazione in modo da comprendere l'intero impianto di distribuzione;
 - qualora necessario specificare la sorgente di riserva in un locale diverso da quello destinato alle sorgenti;
 - se anche l'aria o l'azoto per gli strumenti chirurgici richiedono una sorgente di riserva.

5.2 Unità funzionali

Gli elementi costituiti di un impianto di distribuzione di gas medicali vengono definiti dalla norma UNI EN ISO 7396-1 e sono:

- Centrale di alimentazione
- Reti di distribuzione
- Valvole di intercettazione
- Unità terminali

5.2.1 Centrale di alimentazione

La centrale di alimentazione è il cuore pulsante in grado di alimentare la rete di distribuzione dei gas medicali. Essa rifornisce la rete di distribuzione dei gas medicali ed include tutte le sorgenti di alimentazione. Ciascuna centrale di alimentazione comprende almeno tre sorgenti di alimentazione indipendenti, ottenute dalla combinazione di:

- gas in bombole o pacchi bombole;
- liquido non criogenico in bombole;
- liquido criogenico o non criogenico in contenitori fissi e mobili;

- centrali d'aria con compressore;
- centrali con miscelatore;
- centrali con concentratore di ossigeno.

La portata e lo stoccaggio delle centrali di alimentazione si basano sulla stima dell'utilizzo e della frequenza di fornitura del gas. Il fabbricante della centrale deve tener conto dell'ubicazione e della portata delle sorgenti di alimentazione primaria, secondaria e di riserva di tutte le centrali di alimentazione. Le centrali di alimentazione sono realizzate con lo scopo di garantire la continuità di erogazione alla portata di progetto nelle condizioni di utilizzo sia in condizioni normali che di singolo guasto.

Inoltre, dato che la norma non si pronuncia in merito al dimensionamento degli stoccaggi, la direzione della struttura sanitaria, congiuntamente al fabbricante dell'impianto e al fornitore del gas medicale, definiscono tale dimensionamento in base a:

- l'idoneità e l'estensione dei locali disponibili e delle aree destinate allo scopo;
- la posizione della struttura sanitaria in riferimento a quella del fornitore di gas medicali;
- le condizioni ambientali e di viabilità nelle diverse ore del giorno e nei vari giorni;
- la probabilità di avvenimento di eventi eccezionali non prevedibili (terremoti, alluvioni);
- la probabilità di avvenimento di eventi che possono compromettere la fornitura del gas medicale nei tempi richiesti.

Come già anticipato, ogni centrale di alimentazione deve comprendere almeno tre sorgenti di alimentazione indipendenti. Le tre sorgenti sono riferite come:

- I. **Sorgente primaria:** fonte principale dell'ossigeno medicale in sito che fornisce il gas al sistema distributivo.
- II. **Sorgente secondaria:** fonte secondaria dell'ossigeno medicale in sito che deve fornire automaticamente il sistema di distribuzione per il totale fabbisogno di portata in caso di malfunzionamento della sorgente primaria.
- III. **Sorgente di riserva:** fonte finale di alimentazione e di sezioni specifiche della rete di distribuzione in grado di adempiere ai requisiti richiesti in caso di guasto delle sorgenti primaria e secondaria o malfunzionamento a monte della rete di distribuzione. L'attivazione può avvenire manualmente o automaticamente nel caso in cui sia la sorgente primaria che la secondaria non siano in grado di alimentare la tubazione o in caso di manutenzione.

Le sorgenti primarie generalmente utilizzate sono o un serbatoio di ossigeno liquido o un sistema criogenico. Per quanto riguarda la sorgente secondaria, invece, anche nel caso di sorgenti primarie con sistemi ad ossigeno liquido, viene normalmente utilizzata una centrale automatica con bombole. La sorgente di emergenza è sempre in bombole e mai in ossigeno liquido poiché, con quest'ultima alternativa, sarebbe impossibile prevenire la fuoriuscita dell'ossigeno liquido su periodi lunghi se il sistema di emergenza non è in uso.

Inoltre, è buona norma ubicare le due sorgenti primaria e secondaria in luoghi separati. I due siti dovrebbero avere sistemi di controllo e alimentazione dell'impianto di distribuzione dei gas medicali indipendenti e collegati opportunamente con valvole, per garantire che i sistemi rimangano indipendenti tra di loro. Il fabbricante della centrale deve tener conto dell'ubicazione e della portata delle sorgenti di alimentazione primaria, secondaria e di riserva di tutte le centrali di alimentazione.

Il sistema completo deve essere progettato affinché la sorgente primaria funzioni per prima con quella secondaria che si commuta automaticamente quando la primaria è scarica o in avaria [5].

5.2.2 Rete di distribuzione

La regolazione della pressione dei gas medicali in un sistema di distribuzione si distingue in [5][25]:

I. Distribuzione monostadio

Questa tipologia di rete di distribuzione esegue una riduzione della pressione fino a 3,5 – 4,0 bar e avviene per mezzo di un unico regolatore disposto nella centrale di decompressione.

II. Distribuzione a doppio stadio

Questa rete di distribuzione determina una prima riduzione della pressione fino a 8 - 9 bar nella centrale di decompressione e successivamente viene applicata un'ulteriore riduzione di pressione da parte di un riduttore ubicato in prossimità degli utilizzi, fino a raggiungere una pressione di 3,5 – 4,0 bar.

<i>Distribuzione monostadio</i>	
<u><i>Vantaggi</i></u>	<u><i>Svantaggi</i></u>
<p>Minori costi di manutenzione</p> <p>Minori rischi di guasto</p> <p>Più semplice per via della presenza di un solo riduttore di pressione montato in centrale ed un secondo riduttore in by-pass in caso di guasto</p>	<p>Complessità nello studio e nel dimensionamento delle canalizzazioni</p> <p>Realizzazione di un determinato valore di pressione alle prese poiché, partendo da una pressione unica, implica la scelta di diametri della tubazione diversi in base alle ramificazioni che si presentano</p> <p>È un sistema poco elastico in termini di modifiche</p> <p>Utilizzo di tubazioni con diametri maggiori rispetto ad una rete di distribuzione a doppio stadio</p>

Tab. 6.1 Vantaggi e svantaggi di una rete di distribuzione monostadio.

Distribuzione a doppio stadio

<u><i>Vantaggi</i></u>	<u><i>Svantaggi</i></u>
Migliore stabilità di pressione alle prese di utilizzo, indipendentemente dalla distanza della centrale di erogazione e dal tasso di utilizzo	Costo elevato dei regolatori di pressione
Capacità di avere pressioni finali in relazione alle necessità delle apparecchiature	

Tab. 6.2 Vantaggi e svantaggi di una rete di distribuzione a doppio stadio.

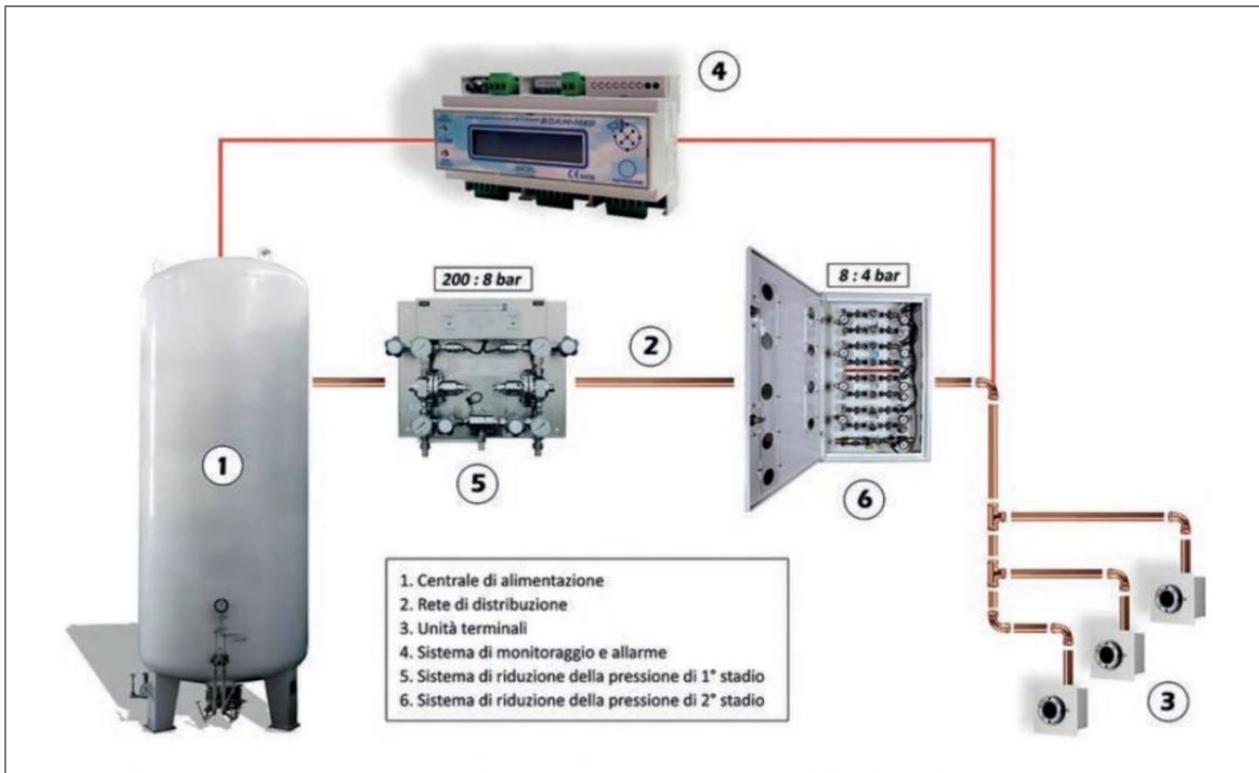


Fig. 6.2 Schema di una rete di distribuzione monostadio.

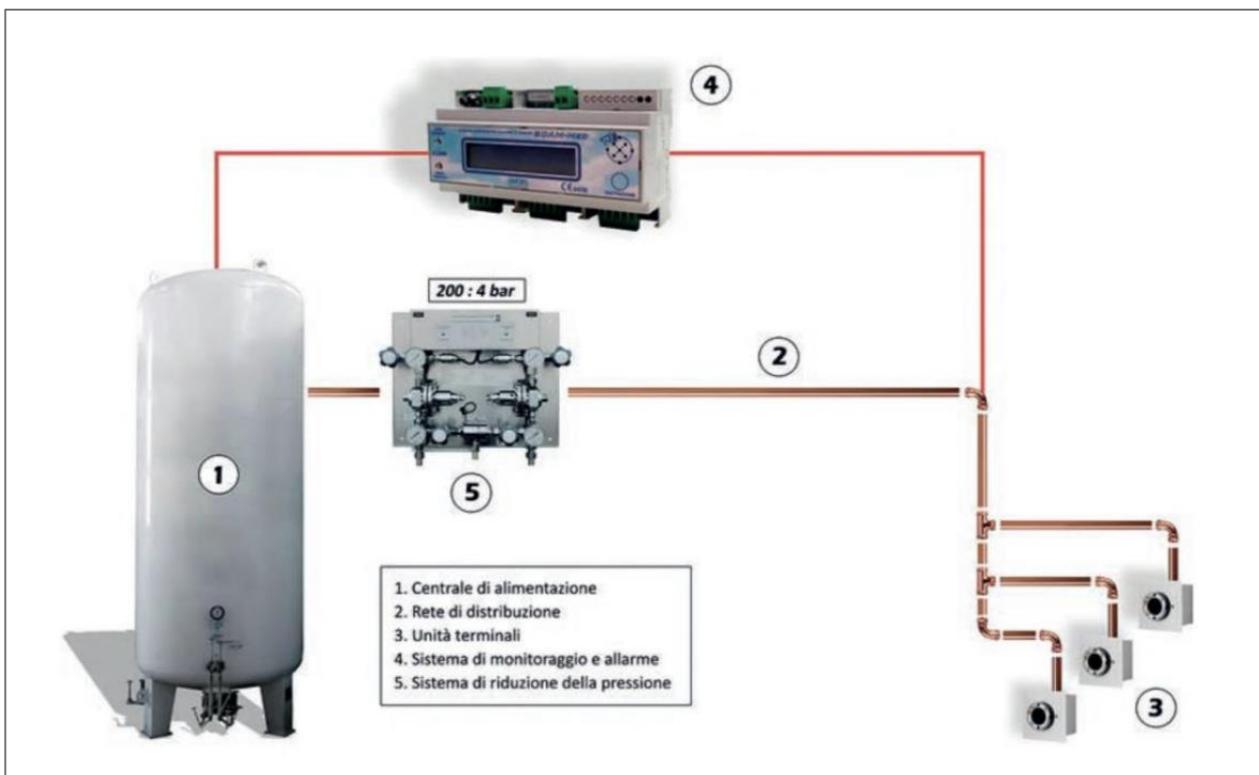


Fig. 6.3 Schema di una rete di distribuzione a doppio stadio.

5.2.3 Valvole di intercettazione

Le valvole di intercettazione vengono utilizzate al fine di isolare sezioni del sistema di distribuzione, per manutenzione, riparazione e collaudo della rete.

La disposizione delle valvole deve essere effettuata in accordo con il fabbricante e la direzione della struttura sanitaria, ai sensi della norma ISO 14791.

Ciascuna valvola deve identificare il gas fornito con il nome o il simbolo e deve risultare immediatamente chiaro all'osservazione se la valvola è aperta o chiusa.

Tutte le unità terminali dell'impianto di distribuzione, ad eccezione di quelle fornite solo per emergenza, per collaudo del sistema o per manutenzione dei componenti, devono essere a valle di una valvola di intercettazione di area. Una valvola d'area deve essere concepita per ogni tubazione del gas e del vuoto per ciascuna sala operatoria, ogni area di degenza e tutti gli altri reparti. Le valvole di area devono essere accessibili, montate in cassetta non ermetica e usate solo in caso di manutenzione o di emergenza. Esse devono essere ben identificate riportando il nome del gas e l'area servita.

A valle di ciascuna valvola deve essere previsto un mezzo di distacco della valvola stessa dalle tubazioni con possibilità di chiusura delle tubazioni.

Per tutti i gas, tranne che per l'aria e l'azoto per strumentazione, deve essere prevista una connessione gas specifica.

Le valvole di intercettazione d'area devono essere disposte in un quadro con pannello a chiusura trasparente. Il quadro deve essere ventilato, con esalazione eventualmente convogliata, per evitare l'accumulo di gas e, inoltre, deve essere installato ad altezza d'uomo e permettere l'immediato riconoscimento dei gas, delle valvole e delle aree che vanno a sezionare.

Tra una valvola di intercettazione di area e le unità terminali, nessun componente deve essere installato tranne che per sensori o indicatori, per esempio, di pressione o di portata, punti di alimentazione di emergenza in manutenzione, riduttori di pressione regolabili dall'operatore.

Occorre anche indicare con frecce la direzione del flusso del gas [5].

5.2.4 Unità terminali

Le unità terminali sono delle prese rapide per gas medicali progettate e costruite in conformità alla norma UNI 9507. A livello delle unità terminali degli impianti di gas per uso medico, l'operatore sanitario opera frequenti connessioni e distacchi per prelevare i diversi gas. La presa viene fornita con ghiera di colore e stampa identificative del gas utilizzato.

Inoltre, le apparecchiature collegate ai gas medicali e le prese non devono intralciare altre apparecchiature nelle vicinanze e le manovre che bisogna effettuare durante l'utilizzo. Viene quindi indicata una distanza di almeno 200 mm tra i sistemi. La distanza può essere aumentata in funzione della natura delle apparecchiature da collegare [5].

5.3 Installazione delle tubazioni

Le tubazioni per la distribuzione dei gas medicali sono realizzate in rame, sulla base della normativa di riferimento EN 13348. L'utilizzo della tubazione in rame in un ospedale da campo sarebbe la soluzione corretta, sebbene risulti difficile sia in termini di tempistiche sia in termini di smaltimento del rame. Pertanto, per impianti di rapida esecuzione, si possono considerare anche altre soluzioni quali tubazioni flessibili.

Le tubazioni non devono essere impiegate come supporto ad altre tubazioni né devono essere sostenute da esse, devono invece essere salvaguardate da eventuali danneggiamenti fisici.

Occorre evitare il passaggio di tubazioni degli impianti in zone pericolose, quali i luoghi ove sono stivati materiali infiammabili. Qualora non si potesse evitare il loro passaggio in aree pericolose, le tubazioni devono essere provviste di opportune protezioni per impedire possibili accumuli di gas all'interno dell'area in caso di perdite.

L'installazione delle tubazioni in cavedi, tunnel, cunicoli e percorsi interrati in presenza di tubazioni di altri impianti deve essere analizzata accuratamente, utilizzando le procedure di analisi del rischio in conformità alla norma ISO 14971. Le tubazioni, inoltre, devono essere ispezionabili e dotate di sistemi di allarme in grado di rilevare fughe di gas.

Le giunzioni metalliche brasate o saldate devono mantenere le loro proprietà meccaniche fino ad una temperatura ambiente di 600 °C e devono essere previsti mezzi per compensare le dilatazioni o le contrazioni delle tubazioni.

Per prevenire piegamento o distorsione, le tubazioni devono essere sostenute ad intervalli stabiliti, come indicato in *Tab. 6.3*.

I supporti devono essere costruiti con materiale resistente alla corrosione o trattati per prevenirla e provvisti di mezzi per evitare la corrosione elettrolitica tra le tubazioni e la superficie di contatto del supporto stesso.

Tutti i componenti della tubazione che vengono a contatto con il gas medicale devono essere protetti dalla contaminazione durante l'installazione [5].

La rete generale di distribuzione nei diametri e spessori di progetto si distingue in:

- Tubazione primaria
- Tubazione secondaria
- Stacco dalla secondaria fino al punto presa

I gas medicali saranno sottoposti alle seguenti variazioni di pressione nel passaggio dalla centrale primaria all'utilizzo:

Rete primaria: 8 ÷ 10 bar

Rete secondaria: 4,0 ÷ 4,5 bar

Vuoto: 750 mmHg

<i>Diametro esterno del tubo (mm)</i>	<i>Massimo intervallo tra i supporti (m)</i>
Fino a 15	1,5
22 – 28	2,0
35 – 54	2,5
> 54	3,0

Tab. 6.3 Intervalli massimi raccomandati tra i supporti per le tubazioni.

5.4 Schema tecnico

Il presente paragrafo è stato redatto sulla base delle indicazioni tecniche gentilmente fornite dal Responsabile Tecnico di Tecnomedical, Raffaele Perini.

Di seguito viene proposto uno schema di progetto di un impianto di distribuzione di gas medicali per una struttura sanitaria, la cui composizione può essere applicata alle esigenze di un ospedale da campo con eventuali accorgimenti progettuali.

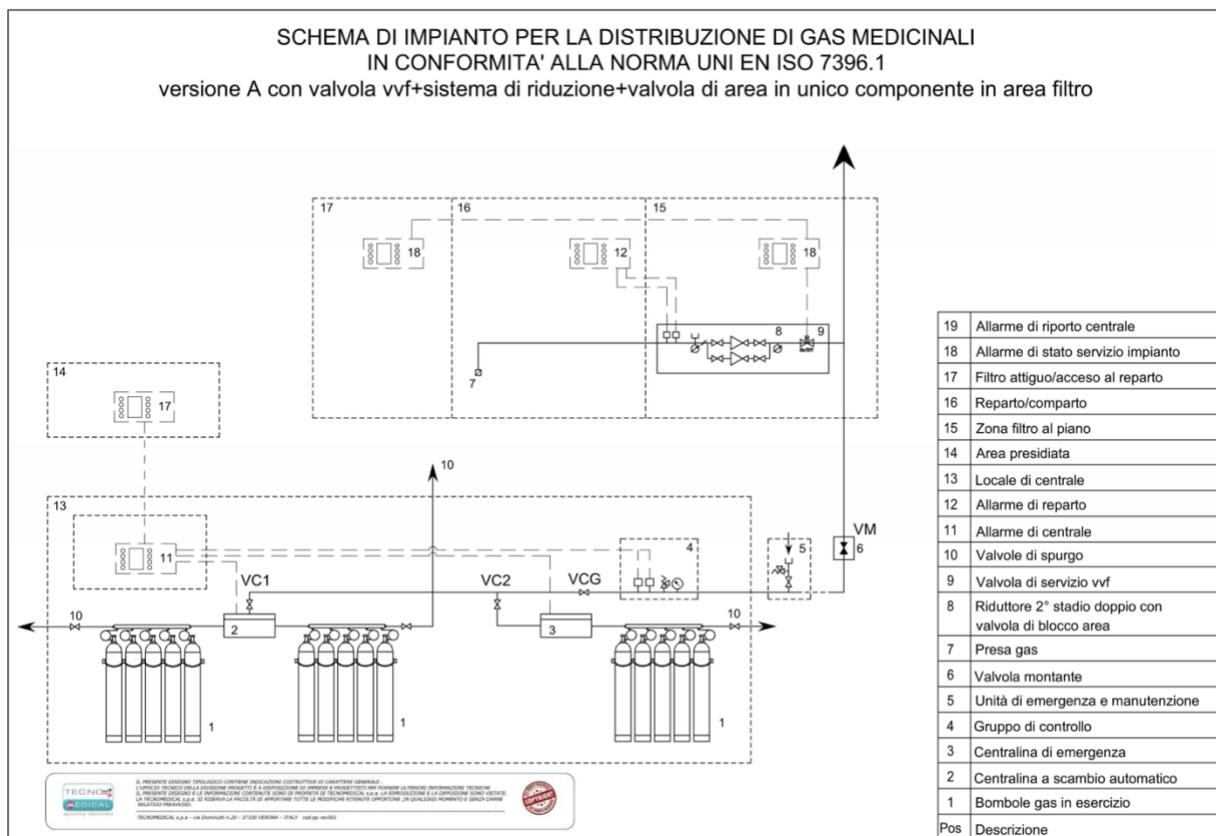


Fig. 5.1 Schema di progetto di un impianto di distribuzione di gas medicali in bombole.

La figura Fig. 5.1 rappresenta uno schema di impianto per la distribuzione di gas medicali in bombole.

La Normativa UNI EN ISO 7396-1 prevede che ogni impianto sia costituito da un numero di fonti pari a tre.

Nello schema soprariportato, la prima e la seconda fonte sono costituite da un gruppo di cinque bombole cadauna. Parallelamente anche la terza fonte è composta da un gruppo di cinque bombole.

La quantità di bombole viene determinata sulla base della necessità di autonomia e fabbisogno della struttura. Talvolta, nel caso in cui le necessità della struttura siano elevate, si possono utilizzare dei pacchi bombola come fonte: i pacchi bombola sono composti da una serie di bombole cablate e collegate tra di loro con un'unica uscita, la quale si collega alla rastrelliera della centrale mediante apposita serpentina.

Il Quadro 2, presente sullo schema tecnico, rappresenta la centrale a scambio automatico, la quale scambia in maniera automatica la prima con la seconda fonte e viceversa. Essa è composta da due riduttori che, quando rilevano il vicino esaurimento delle bombole della prima fonte, consentono di far subentrare l'utilizzo delle bombole della seconda fonte. Qualora dovessero esaurirsi anche le bombole della seconda fonte, entra in funzione la fonte di emergenza, in modo da garantire l'erogazione di ossigeno alla struttura (Quadro 3).

Uno degli obiettivi fondamentali della normativa gas medicali consiste nel garantire la continuità di servizio mediante un'ideale progettazione.

Ciascuna fonte deve essere in grado di avere una determinata autonomia. Pertanto, il dimensionamento della quantità di fonti necessarie deve essere attentamente valutato per consentire la continuità di lavoro.

In un ospedale da campo, il consumo di ossigeno non è molto elevato perché è un ospedale di primo soccorso dopo il quale i pazienti vengono trasportati presso le strutture ospedaliere fisse.

Le uscite della centrale a scambio automatico presentano delle valvole di intercettazione, indicate con VC1 e VC2.

Successivamente, la tubazione entra all'interno di un componente che consente di monitorare le pressioni dell'impianto (Quadro 4). Questi dispositivi permettono di valutare che la pressione del circuito sia conforme agli standard normativi richiesti.

Generalmente le bombole si trovano a pressioni di 200 bar, le quali non possono essere applicate al paziente poiché troppo elevate. Di conseguenza vengono ridotte per mezzo di quadri di riduzione (Quadri 2 e 3) e, in uscita da queste centrali, la pressione si trova ad 8 bar che risulta ancora molto alta per essere applicata al paziente.



Fig. 5.2 Centrale a scambio automatico.

La Fig. 5.2 rappresenta un modello di centrale a scambio automatico. Sono presenti due riduttori di pressione: da destra e sinistra arrivano i gas medicali dalle bombole ad una pressione di 200 bar, i quali passano attraverso i due riduttori ed escono con una pressione di 8 bar. Il blocco di forma rettangolare posto in alto è uno scambiatore automatico, al cui interno vi è un cilindro. Quindi, quando si aprono le bombole di sinistra, il gas entra nel riduttore con una pressione di 200 bar ed esce ad una pressione di 8 bar: ciò fa sì che il cassetto si sposti verso destra in modo da consentire l'uscita del gas a pressione di 8 bar dal foro sopra.

Analogamente, quando si aprono le bombole di destra, il gas ad una pressione di 200 bar passa nel riduttore ed esce a 8 bar. Una volta giunto nello scambiatore automatico, si ha che due pressioni uguali si annullano. Dunque, il blocco rimane commutato dove la prima fonte è stata aperta fintanto che le bombole non si consumano.

Quando lo scambiatore rileva una pressione più bassa di 8 bar, si sposta dall'altra parte e mette in comunicazione il riduttore vincente con la struttura sanitaria.

Quindi, quando la prima fonte che viene aperta, sposta inizialmente il cassetto, il quale rimane in quella posizione finché le bombole della prima fonte non sono vicine all'esaurimento. Inoltre, sono presenti dei sensori che comunicano l'esaurimento delle bombole, quando la loro pressione è intorno ai 15-20 bar.

Il Quadro 5 rappresenta il punto di ingresso di emergenza e manutenzione e consente di introdurre un'eventuale quarta fonte per alimentare la struttura, nel caso in cui la centrale vada fuori uso.

L'unità di manutenzione è in grado di alimentare provvisoriamente la struttura da campo bypassando la centrale attraverso un'idonea riserva, quale potrebbe essere un pacco bombola.

Tale componente è normalmente posta in prossimità delle centrali.

Questa soluzione è spesso utilizzata per garantire la continuità di servizio in caso di emergenza o manutenzione.



Fig. 5.3 Unità di emergenza e manutenzione.

Il Quadro 6 indica la valvola generale. Deve essere presente in ogni centrale perché, in caso di emergenza nella struttura (ad esempio un incendio), la centrale deve essere facilmente intercettabile con una valvola generale.

Il Quadro 8 rappresenta il riduttore di 2° stadio. Il gas ad una pressione di 8 bar entra nel riduttore di secondo stadio, il quale ha la funzione di ridurre la pressione del gas che arriva dalla centrale ad una pressione compresa tra i 4 e i 5 bar. Il gas uscente da questo componente va direttamente verso le unità terminali.

Il riduttore di secondo stadio è posto in prossimità dell'area di cura. Il riduttore in Fig. 5.4 è doppio in modo da garantire la continuità di servizio in caso di guasto di uno dei due.



Fig. 5.4 Riduttore di 2° stadio doppio.

Il Quadro 7 indica le prese, intese come punti fisici dove l'operatore preleva il gas. Ogni presa è gas specifica e diversa in colore e conformazione: ciò significa che l'innesto dell'ossigeno non può essere inserito in quello del vuoto, dell'aria o del protossido e viceversa. Pertanto, essendo componenti gas specifici, non consentono l'intercambiabilità in modo da evitare di somministrare al paziente un gas non richiesto.

È importante che ciascuna presa dell'impianto appartenga allo stesso standard.



Fig. 5.5 Prese gas.

I Quadri 11 e 12 rappresentano rispettivamente l'allarme di centrale (Fig. 5.6) e l'allarme di linea (Fig. 5.7). L'allarme di centrale interviene per segnalare che le fonti sono in fase di esaurimento. Negli ospedali da campo l'allarme di centrale è presente in prossimità delle centrali e deve essere presente anche un riporto dell'allarme di centrale in un luogo presidiato, ad esempio una control room dove si monitorano gli allarmi.



Fig. 5.6 Allarme di centrale.



Fig. 5.7 Allarme di linea.

Il Quadro 4 indica l'unità di controllo impianto. È un componente di controllo e serve a monitorare la pressione del gas che è diretto verso la struttura. In questa fase, la pressione del gas si trova tra 8 e 10 bar.

Tale dispositivo è costituito da un pressostato di bassa pressione che è tarato a 6,4 bar. Qualora la pressione della rete scenda sotto i 6,4 bar, suona un allarme di minima; qualora la pressione superi i 9,6 bar, suona la pressione di massima. È dotato di una valvola di sovrappressione in ottone, la quale interviene nel caso in cui la pressione superi i 12 bar scaricando in modo da mantenere la pressione della rete ad un livello consono.

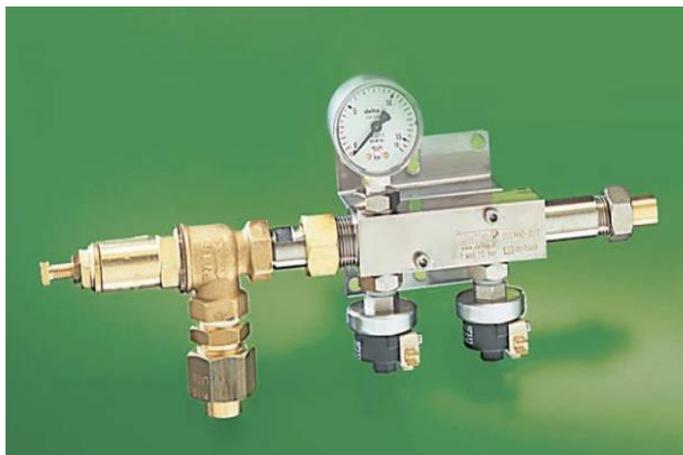


Fig.5.8 Gruppo di controllo.

Viene proposto di seguito un altro modello di schema di progetto di impianti di distribuzione di gas medicali per una struttura sanitaria che può essere adattato alle necessità di un ospedale da campo. Tale impianto è costituito da una prima fonte composta da un generatore di ossigeno medicale che, nel caso delle strutture campali, potrebbe essere una soluzione vincente poiché il generatore è in grado di produrre ossigeno in maniera autonoma.

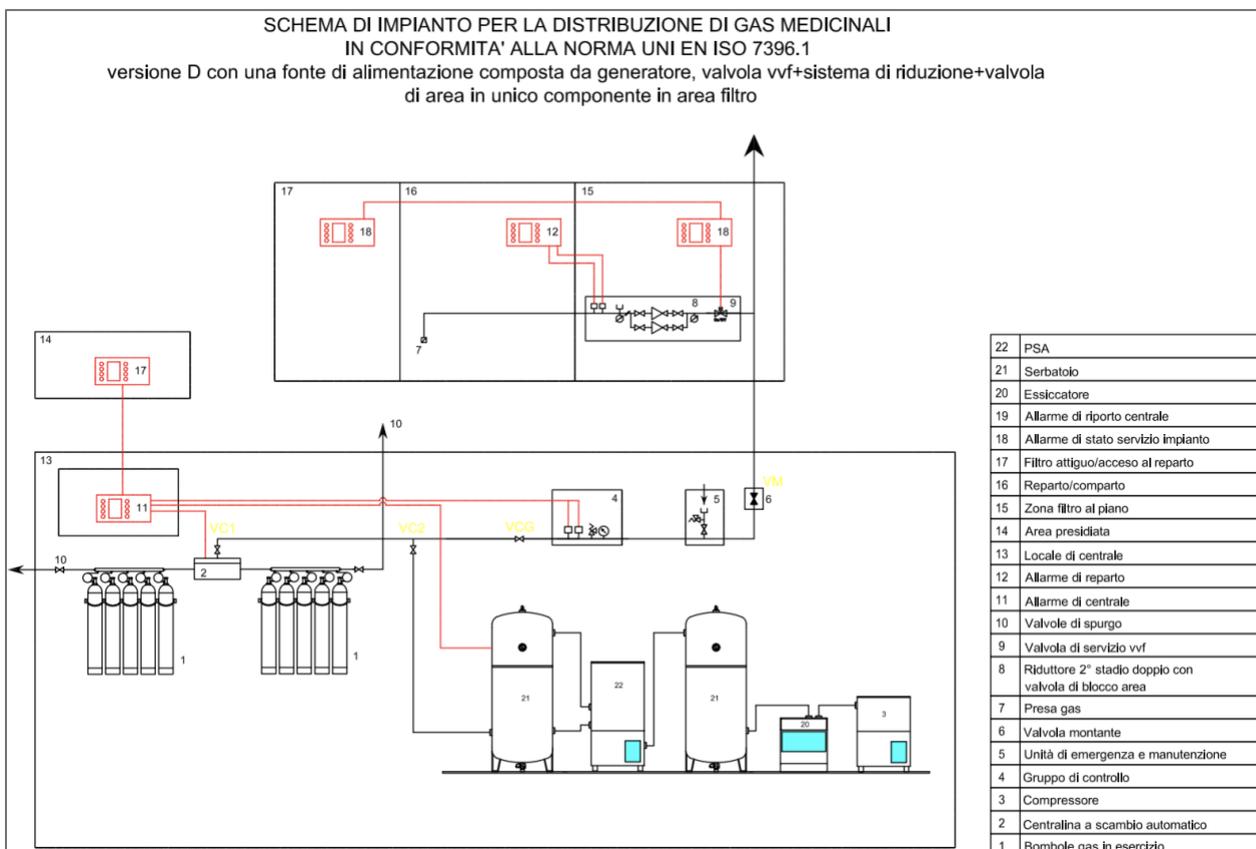


Fig.5.9 Schema di progetto di un impianto di distribuzione di gas medicali con generatore di ossigeno medicale.

5.5 Approvvigionamento di energia

Nel presente paragrafo, si prendono in considerazione le strategie di approvvigionamento di energia. Ogni modulo è dotato di apparecchiature elettromedicali, sistemi di impianti di natura diversa (impianto illuminotecnico, impianto di climatizzazione, impianto di distribuzione di gas medicali) che richiedono un costante apporto di energia elettrica.

In un territorio devastato da un evento catastrofico, le reti elettriche che forniscono elettricità alla zona risultano danneggiate e fuori funzione: in virtù di ciò, un ospedale da campo deve avere autonomia da un punto di vista energetico.

Una delle soluzioni generalmente adoperate consiste nell'utilizzo di gruppi elettrogeni, disposti all'esterno della struttura campale. Questa utenza offre un servizio efficiente in tempistiche contenute e in condizioni climatiche estreme.

Una soluzione alternativa particolarmente indicata consiste nell'allestimento di un impianto fotovoltaico, integrato direttamente a livello del modulo dell'ospedale da campo. Questa tipologia di sistema è in grado di coprire parzialmente o totalmente la domanda energetica della struttura.

5.5.1 Gruppo elettrogeno

La continuità energetica è un presupposto essenziale in ogni processo produttivo ed assume vitale importanza nell'ambito di un ospedale, e conseguentemente di una struttura sanitaria campale, in cui un'interruzione, sia pure temporanea, della fornitura di energia elettrica potrebbe mettere a rischio la vita dei pazienti.

In virtù di ciò, gli ospedali da campo possono essere alimentati per mezzo di gruppi elettrogeni, i quali consentono di generare la corretta potenza energetica, anche in condizioni di emergenza sanitaria quando la disponibilità di energia elettrica è un fattore critico.

Il gruppo elettrogeno è dato dalla congiunzione di un motore e di un generatore di energia elettrica. La definizione estesa di gruppo elettrogeno è fornita dalla norma CEI 11-20, la quale considera tale macchina come un complesso composto da tre apparati fondamentali, quali:

- Apparato motore (fonte di energia)
- Apparato generatore (macchina elettrica)
- Quadri di comando, controllo e potenza

Il rendimento totale del gruppo elettrogeno è dato dal prodotto dei rendimenti dei diversi apparati che lo costituiscono [27].

$$n = nm \cdot ng \quad (5.1)$$

in cui,

n: rendimento complessivo del gruppo elettrogeno;

nm: rendimento dell'apparato motore;

ng: rendimento dell'apparato generatore.

L'unità di misura della potenza fornita dal gruppo elettrogeno è il kilovoltampere (kVA) e le sue modalità di classificazione, dipendenti dalla tipologia di utilizzo del gruppo elettrogeno, sono statuite dalla Norma Tecnica Internazionale ISO 8528. La norma citata prevede tre classificazioni di potenza:

- **PPR (Prime Power)**

La PRP indica la massima potenza che il gruppo elettrogeno è in grado di produrre in un ciclo di lavoro a potenza variabile ed alle condizioni ambientali di riferimento, per un numero illimitato di ore. La media della potenza consentita durante un ciclo di 24 ore non deve il 70% della Prime Power. Il gruppo elettrogeno può essere sovraccaricato del 10% rispetto al suddetto limite di potenza per un tempo limitato, non superiore alle 500 ore annue (con un massimo di 300 ore continuative).

- **LTP (Limited Time running Power)**

È definita come la massima potenza disponibile, per la quale il gruppo elettrogeno è in grado di fornire fino a 500 ore di funzionamento in un anno, delle quali non più di 300 ore in funzionamento continuo, alle condizioni ambientali stabilite.

- **COP (Continuous Power)**

Un gruppo elettrogeno è realizzato in modo da erogare, in continuità, per un numero illimitato di ore, alle condizioni ambientali di riferimento, a patto che sul motore vengano effettuate le manutenzioni programmate come è stabilito dal costruttore.

I gruppi elettrogeni utilizzati per la produzione di energia elettrica in servizio di emergenza sono generalmente trasportati su containers e possiedono delle potenze variabili. Il range di potenza va da un valore minimo di 5 kVA ad un valore massimo di 3900 kVA per singolo gruppo elettrogeno. Talvolta, l'entità dell'emergenza è tale da richiedere la disposizione di più gruppi elettrogeni che lavorano in parallelo [5][26].

5.5.2 Impianto fotovoltaico

L'urgenza sanitaria provocata dall'evento catastrofico richiede l'esigenza di portare elettricità laddove essa sia completamente assente e, soprattutto, in tempi brevi. Quindi, un'alternativa al gruppo elettrogeno risulta essere l'installazione di un impianto fotovoltaico.

Un sistema fotovoltaico viene realizzato mediante l'assemblaggio di più moduli fotovoltaici, i quali utilizzano l'energia solare incidente per produrre energia elettrica mediante effetto fotovoltaico.

Generalmente gli impianti fotovoltaici adibiti in un ospedale da campo sono "ad isola", o anche stand alone, cioè indipendenti dalla rete elettrica del distributore. L'energia generata dai pannelli fotovoltaici viene poi convogliata all'interno di accumulatori ed utilizzata a seconda le esigenze primarie.

La potenza generata da un sistema fotovoltaico è data dalla somma delle potenze dei singoli pannelli fotovoltaici installati nel suo campo e il suo valore viene espresso in kW.

L'area superficiale occupata da un impianto fotovoltaico ottenuto per mezzo di una tecnologia mono/poli cristallina è circa 8 m² per ogni kW per impianti realizzati su falda o circa 20 m² per kW se realizzati su tetto piano.

L'energia elettrica fornita da un sistema fotovoltaico aumenta all'aumentare dell'esposizione solare dell'impianto: i risultati migliori si ottengono con pannelli rivolti a sud e orientati con un'inclinazione di 30° rispetto al suolo. Dunque, in prima istanza occorre stabilire il sito geografico in cui allestire l'impianto fotovoltaico sul luogo dell'evento catastrofico.

Ad ogni modo, l'installazione dell'impianto fotovoltaico risulta conveniente anche con esposizioni ed inclinazioni diverse.

Gli impianti fotovoltaici sono classificati in tre differenti categorie:

- Impianti piccoli: potenza nominale fino a 6 kW;
- Impianti medi: potenza nominale tra 6 e 20 kW;
- Impianti grandi: potenza nominale oltre i 20 kW.

Il dimensionamento di un impianto fotovoltaico deve considerare la potenza richiesta per soddisfare il fabbisogno della struttura sanitaria campale a cui esso è associato, nonché le condizioni di insolazione del luogo di installazione.

I pannelli fotovoltaici possono essere collegati in serie realizzando la cosiddetta "stringa". Uno dei parametri fondamentali della suddetta è la tensione di stringa, data dalla somma delle tensioni di ogni pannello costituente la stringa: tale tensione deve essere compatibile con l'intervallo di tensione di alimentazione dell'inverter a cui la stringa è collegata.

L'utilizzo di un impianto fotovoltaico risulta essere vantaggiosa nel lungo periodo poiché in grado di ridurre i costi di produzione di energia elettrica, ma non sufficiente da rendere la struttura da campo totalmente autonoma in termini energetici. Di conseguenza, si ritiene indispensabile aggiungere un ulteriore sistema di produzione di energia elettrica, come il gruppo elettrogeno o, qualora possibile, effettuare l'allaccio alla rete elettrica locale [5][28].

Un'avanguardia nel settore degli impianti fotovoltaici è stata proposta dall'azienda britannica Renovagen, la quale ha progettato il pannello fotovoltaico a tappeto Roll-Array.

La potenza di questa tecnologia è di circa dieci volte maggiore di quella ottenuta da altri apparecchi attualmente presenti sul mercato. Il modello presentato da Renovagen possiede un'estensione in lunghezza di 50 m ed è capace di alimentare una struttura medica sino a 120 posti letto. Il tutto senza produrre nemmeno anidride carbonica. La sua potenza, interamente estratta dai raggi del sole, è di 100 kW. Anche in merito ad emissioni nocive, il pannello Roll-Array ha dimostrato di avere un ridotto inquinamento ambientale rispetto ai tipici generatori a carburante [29].

Capitolo 6

Criteria progettuali degli impianti di distribuzione dei gas medicali

L'ospedale da campo è concepito come una struttura sanitaria itinerante: da qui, la difficoltà di effettuare uno studio progettuale specifico per un determinato sito. L'evento catastrofico, per il quale si necessita della disposizione di un ospedale da campo, può riguardare qualunque area della superficie terrestre, ciascuna delle quali è esposta a diverse categorie di catastrofe, a seconda delle condizioni climatiche, ambientali, orografiche, politiche.

Dunque, note l'eterogeneità associata ad ogni evento catastrofico e le caratteristiche territoriali, la pianificazione degli spazi di un ospedale da campo è strettamente legata alle funzioni medico-sanitarie ivi svolte, dal momento che le stesse richiedono la configurazione di impianti e strutture, ciascuno dei quali con un proprio volume.

Il dimensionamento di un impianto di distribuzione dei gas medicali, pertanto, deve tener conto delle grandezze e dello spazio occupato da ogni singolo componente.

Nella realizzazione di una rete di distribuzione di gas medicali, destinata ad una struttura sanitaria fissa e/o campale, occorre valutare la richiesta di ossigeno necessario al fine di modulare la produzione. Affinché si possa definire una strategia adeguata e conveniente e le dimensioni dell'installazione, bisogna considerare il fabbisogno della struttura campale sulla base di alcuni fattori standard:

- utilizzo medio giornaliero del gas;
- massimo volume giornaliero associato a condizioni di picco;
- previsioni di modifica della struttura ospedaliera.

In una comune struttura ospedaliera, la massima domanda di ossigeno giornaliero dovrebbe avvenire tra le 8:00 am e le 18:00 pm, quando tutte le sale operatorie sono in funzione e con la massima richiesta fornita alle unità terminali. In un ospedale da campo, invece, data l'urgenza degli interventi sanitari di soccorso, non è agevole eseguire una stima della domanda di ossigeno nell'arco giornaliero poiché fortemente variabile a seconda del salvataggio di superstiti che richiedono immediata ventilazione assistita o di una tempestiva operazione salvavita di pazienti con respirazione non autosufficiente. I quadri clinici potrebbero essere molteplici.

Generalmente la domanda di ossigeno stimata si basa sulle dimensioni dell'ospedale e sulla tipologia delle specialità che vi saranno ubicate [5].

- Quando la domanda di ossigeno è bassa, il mezzo più conveniente per il rifornimento di ossigeno risulta essere il gas compresso in bombole o pacchi bombole.
- Quando la domanda di ossigeno cresce, diventa più economico l'utilizzo di ossigeno liquido. Sarebbe, infatti, complicata la gestione e il trasporto di un numero sempre crescente di bombole o pacchi di bombole.
- Quando la domanda di ossigeno è molto elevata, i serbatoi criogenici o serbatoi di ossigeno liquido risultano essere la soluzione migliore. I serbatoi possono anche essere collegati tra di loro per fornire un'adeguata capacità di stoccaggio e di portate.

L'impiego di sistemi di gas compresso in bombole ha un impatto economico di installazione significativamente più basso rispetto a quello dei sistemi di ossigeno liquido. Il costo dell'ossigeno in bombole è più alto di quello dell'ossigeno liquido fornito in serbatoi o attraverso sistemi criogenici. Pertanto, qualora la domanda di ossigeno sia elevata o in caso di crescita della stessa, il minor costo

dell'ossigeno liquido fa sì che si utilizzino sistemi ad ossigeno liquido, nonostante il costo iniziale sia superiore.

Dunque, la scelta è determinata a seconda della dimensione dell'ospedale, della disponibilità di spazio sia per l'installazione dei serbatoi sia per il rifornimento gli stessi effettuato attraverso autocisterne, della vicinanza del fornitore dell'ossigeno liquido e della grandezza della domanda di ossigeno medicale.

Pertanto, lo stato di emergenza sanitaria pone l'accento su due grandi tematiche associate all'utilizzo degli impianti di distribuzione dei gas medicali: l'autonomia dei gas medicali e i picchi di consumo. Per quanto concerne l'autonomia dei gas medicali, il consumo dell'ossigeno impone la necessità di mantenere un sistema di sorgenti di alimentazione efficiente e versatile per far fronte alla situazione di emergenza. Tuttavia, in queste condizioni così eccezionali, le circostanze di rischio legate all'autonomia delle sorgenti possono essere molteplici: si potrebbe verificare un aumento anomalo dei consumi, la possibilità di ritardo nelle forniture, il rallentamento delle consegne o anche la possibilità di avere dei danni sulla rete distributiva principale. Inoltre, in merito all'autonomia si aggiunge anche la necessità di proteggere gli impianti stessi da eventuali fenomeni. La seconda tematica riguarda la maggiore esigenza di erogazione di gas medicali, in quantità ben superiori di quelle stimate. Gli impianti di distribuzione dell'ossigeno sono dimensionati con criteri di portate e di contemporaneità inferiori ai livelli prestazionali che possono essere richiesti. Inoltre, l'aumento dell'utilizzo contemporaneo delle attrezzature collegate agli impianti dei gas medicali rende necessario un'attività rivolta al controllo sistematico delle prestazioni degli impianti interni di distribuzione dei gas medicali e in questo caso coinvolge anche il rinnovo e il controllo periodico della marcatura CE previsto dalle direttive sui dispositivi medici.

Sulla base di queste considerazioni associate all'incidenza dell'evento catastrofico, è possibile ora procedere con il dimensionamento della rete di distribuzione dei gas medicali e di ogni unità costitutiva della stessa [5].

6.1 Principi fondamentali

I criteri principali di un impianto di distribuzione di gas medicali si basano sui principi esposti di seguito [5]:

- **Continuità**

Consiste nell'assicurare la continuità di erogazione dei gas medicali al paziente, anche in condizione di singolo guasto. In virtù di ciò, la centrale di alimentazione deve essere costituita almeno da tre sorgenti di alimentazione (primaria, secondaria e di riserva). Il layout del sistema di distribuzione deve minimizzare i rischi di danneggiamento delle tubazioni. Ciascun posto letto deve essere alimentato da almeno due riduttori di pressione collegati in modo permanente alla rete di distribuzione.

- **Identità**

Riguarda la garanzia dell'identità dei gas erogati, testata mediante prove di identità dei gas, e l'accettazione dell'impianto di distribuzione dei gas medicali.

- **Qualità**

Consiste nell'adeguata composizione dei gas erogati, con contaminanti nei limiti Farmacopea Ufficiale.

- **Quantità**

Concernente le prestazioni dell'impianto di distribuzione dei gas medicali. Riguarda i seguenti punti:

- Definizione tipologia e numero dei punti di utilizzo
- Definizione pressioni richieste ai punti di utilizzo
- Definizione portate necessarie ai punti di utilizzo
- Dimensionamento sezioni della rete di distribuzione
- Definizione layout della rete di distribuzione
- Scelta tipologia e potenzialità centrale di alimentazione
- Verifica perdite di carico
- Validazione e accettazione (collaudi)

- **Usabilità**

Riguarda la facilità di gestione e il funzionamento in sicurezza dell'impianto di distribuzione dei gas medicali. Ogni elemento che costituisce l'impianto deve essere compatibile e sicuro. La tipologia e la disposizione dei componenti devono essere tali da semplificarne l'uso, la manutenzione e le modifiche. I punti di interfaccia gas devono essere specifici, correttamente etichettati e devono essere predisposti adeguatamente i punti di alimentazione per emergenza e manutenzione.

6.1.2 Requisiti generali

La norma ISO 7396-1 prevede un'azione concreta di collaborazione tra il fabbricante dell'impianto e la struttura sanitaria, durante tutto il ciclo di vita dell'impianto, dal concepimento alla dimissione, passando dalla fase di progettazione, realizzazione, accettazione e gestione operativa. La norma, inoltre, stabilisce che il fabbricante e la struttura sanitaria cooperino al fine del concepimento dell'impianto e l'accettazione dello stesso, mentre demanda solo al fabbricante la progettazione e la realizzazione dell'impianto. La struttura sanitaria è responsabile della gestione operativa. I requisiti definiti in accordo con il fabbricante da parte della struttura sanitaria sono [5]:

- numero di unità terminali per posto letto;
- disposizione delle unità terminali in ogni reparto;
- portate richieste;
- fattore di contemporaneità;
- posizionamento e dimensionamento degli stoccaggi delle sorgenti di alimentazione;
- numero di bombole piene da tenere stoccate;
- posizione delle sorgenti di riserva;
- posizionamento dei punti di alimentazione per la manutenzione;

- disposizione dei pannelli di allarme locali e remoti;
- pubblicazione delle valvole di intercettazione;
- estensione delle aree servite da valvole di intercettazione di aria.

Inoltre, la progettazione di un impianto di gas medicali, oltre alle disposizioni dettate dalle norme vigenti, deve calcolare anche i seguenti parametri [5]:

- capacità e portata delle centrali;
- dimensioni delle tubazioni;
- posizionamento delle unità terminali;
- portata e fattori di contemporaneità;
- specifiche dei riduttori di linea;
- caratteristiche del sistema di monitoraggio e allarme.

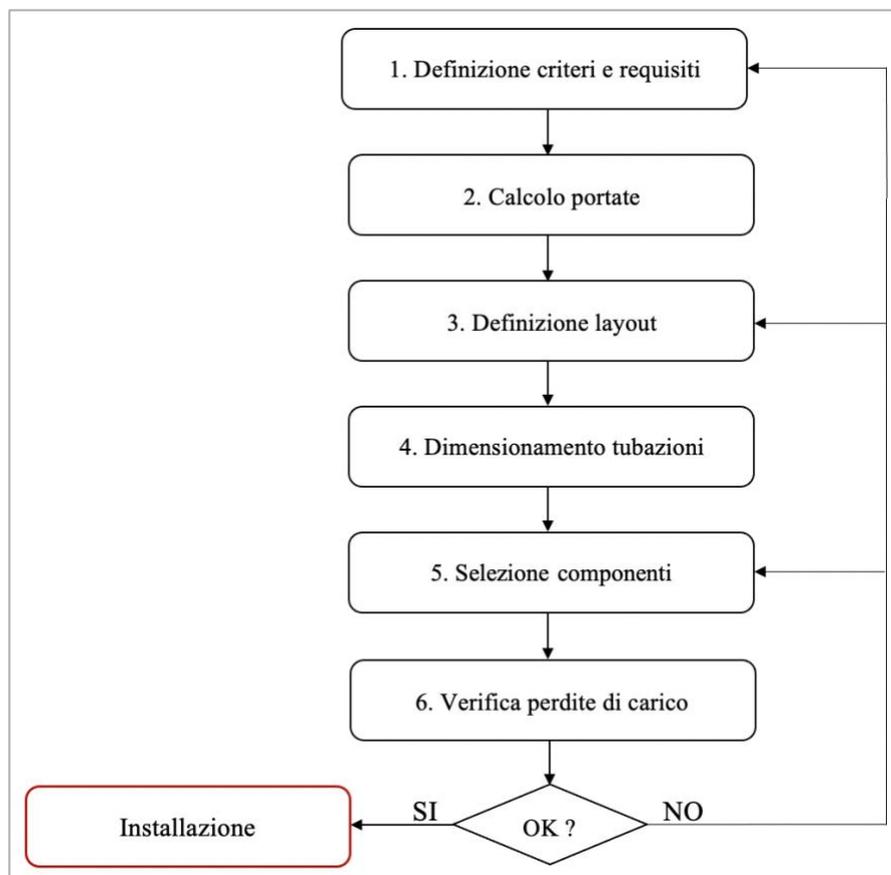


Fig. 6.1 Diagramma di flusso dei passaggi principali per il dimensionamento di un impianto di distribuzione di gas medicali.

6.2 Criteri di dimensionamento della portata

Il calcolo della portata di progetto degli impianti e di ogni sua parte è strettamente associato al numero di unità terminali, alla portata richiesta ad ogni presa terminale e al rispettivo coefficiente di contemporaneità. Nel caso in cui non siano noti dalle richieste di progetto, le portate delle prese e il coefficiente di contemporaneità dovranno essere acquisiti dai valori riportati nelle norme francesi FD S90-155, dalle norme inglesi HTM 02/01:2006, NFPA 99 e dalle norme svedesi SIS HB 370 [5][24]. Il dimensionamento di ogni sezione dell'impianto viene individuato in funzione del numero di prese e della portata effettiva di gas per ciascuna presa. Per calcolare il flusso effettivo (Q_p), occorre associare al flusso nominale (Q_n) il coefficiente di contemporaneità (c), dove quest'ultimo esprime la percentuale media di utilizzo delle unità terminali di ciascun gas [5]:

$$Q_p = c \cdot Q_n \quad (6.1)$$

La portata effettiva richiesta dalle utenze deve essere inferiore o al più eguale al flusso effettivo del riduttore di secondo stadio da cui le utenze considerate derivano [5].

$$\Sigma Q_{p \text{ PRESE}} \leq Q_{p \text{ RIDUTTORE}} \quad (6.2)$$

dove,

$Q_{p \text{ PRESE}}$: flusso effettivo richiesto dalle utenze;

$Q_{p \text{ RIDUTTORE}}$: flusso effettivo del riduttore di secondo stadio.

Il calcolo della portata effettiva Q_p del riduttore di secondo stadio è ottenuto considerando il valore nominale Q_n fornito dal produttore, moltiplicato per un fattore che tiene conto della natura del gas (c°) o per un fattore che tiene conto delle modifiche meccaniche cui sono sottoposti i componenti del sistema nel tempo (s°).

$$Q_p = Q_n \cdot \text{Coefficiente di Correzione} \quad (6.3)$$

→ Coefficienti di Correzione c° e s°

Il flusso del gas è inversamente proporzionale alla radice quadrata della propria massa molare. Considerando due condotti di eguale sezione, sottoposti alla medesima pressione e attraversate da gas diversi, si ha [5][24]:

$$\frac{Q_p(N_2O)}{Q_p(O_2)} = \frac{\sqrt{32}}{\sqrt{44}} = 0,85$$

$$\frac{Q_p(aria)}{Q_p(O_2)} = \frac{\sqrt{32}}{\sqrt{29}} = 1,05$$

(6.4)

Si evidenzia che un condotto di O_2 possiede una portata maggiore del 15% rispetto ad un condotto di N_2O di eguale sezione e pressione, mentre possiede una portata minore del 5% rispetto a una tubazione dell'aria. Dunque, i valori di c° sono pari a:

$c^\circ = 1$ per l'ossigeno
 $c^\circ = 0,85$ per il protossido d'azoto
 $c^\circ = 1,05$ per l'aria

La valutazione del coefficiente s° viene effettuata sulla base dell'esperienza. I valori di s° generalmente considerati sono:

$s^\circ = 0,8$ per i gas compressi
 $s^\circ = 0,75$ per il vuoto

La portata di progetto può essere calcolata nel modo seguente [5]:

$$Q_{prog} = s \cdot \Sigma(n_i \cdot Q_i \cdot c_i) \quad (6.5)$$

in cui,

Q_{prog} : portata di progetto dell'impianto;
 n_i : numero di prese terminali di tipo i ;
 Q_i : portata richiesta alle prese di tipo i ;
 c_i : fattore di contemporaneità delle prese di tipo i ;
 s : coefficiente di sicurezza che tiene conto di eventuali dati iniziali errati.

Le portate sono comunemente espresse in Nmc/h (normal metri cubi, ovvero calcolate in condizioni standard: 0 °C e 1,013 bar).

La portata volumetrica effettiva, invece, è definita dalla seguente equazione [5]:

$$Q_a = Q_n \cdot \frac{\rho_n}{\rho_a} = Q_n \cdot \frac{P_n}{P_a} \quad (6.6)$$

dove,

Q_a : portata del fluido a pressione e temperatura effettivi (mc/s)
 Q_n : portata del fluido in condizioni standard (0 °C e 1,013 bar) (Nmc/s)
 ρ_n : densità del fluido in condizioni standard (kg/m³)
 ρ_a : densità del fluido a pressione e temperatura effettive (kg/m³)
 P_n : pressione del fluido in condizioni standard = 1,013 bar
 P_a : pressione effettiva del fluido (bar)

La portata in massa viene espressa per mezzo dell'equazione [5]:

$$M = Q_a \cdot \rho_a = Q_n \cdot Q_n \quad (6.7)$$

con

M : portata in massa (kg/h).

6.3 Valutazione del diametro delle tubazioni

Una volta stabilita la portata di progetto che la tubazione deve erogare, la definizione del diametro della stessa deve considerare i seguenti fattori [5][25]:

- La velocità del fluido nella tubazione non deve superare i 10 m/s per l'aria compressa. Tale soglia è impostata per via di eventuali vibrazioni, inneschi di reazione (ossigeno), limiti delle perdite di carico;
- Occorre considerare i diversi valori di pressione per i diversi gas medicali di modo che le perdite di carico siano contenute e rispettino i valori della pressione di distribuzione.

Il diametro delle tubazioni delle varie sezioni dell'impianto viene calcolato nel seguente modo [5]:

$$D = 18,8 \cdot \sqrt{\frac{Q}{v \cdot P_a}} \quad (6.8)$$

dove,

Q : flusso effettivo totale (m³/h);

v : velocità del gas (m/s);

D : diametro interno della tubazione (mm);

P_a : Pressione assoluta (bar);

Per il calcolo del diametro delle tubazioni occorre considerare una perdita di carico tollerabile minore di 0,5 bar. Una volta eseguito il calcolo, si seleziona il diametro commerciale superiore al valore individuato. Per quanto concerne l'equazione soprariportata relativa al calcolo del diametro delle tubazioni nelle varie sezioni, occorre avere note delle informazioni che provengono dal produttore stesso, quale il legame tra pressione e portata nel caso di un riduttore di secondo stadio [5][24].

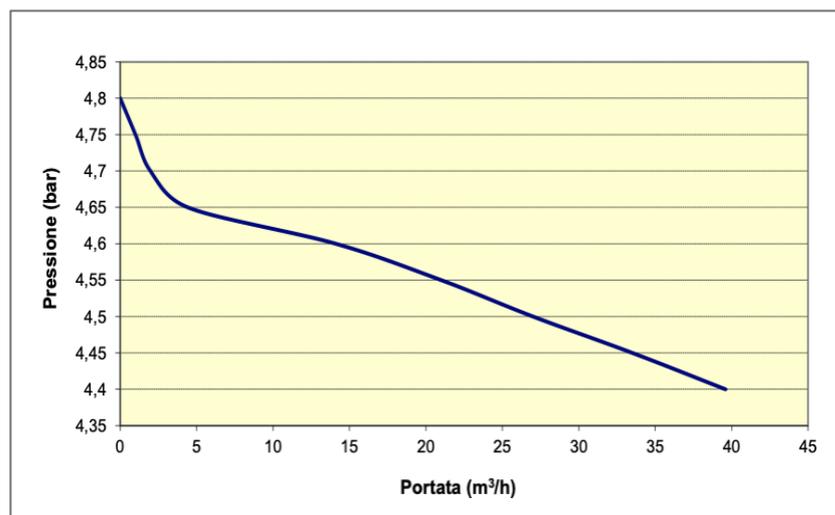


Fig. 6.5 Legame tra pressione e portata per un riduttore di 2° stadio.

Pertanto, il valore della portata dei gas compressi all'interno delle tubazioni è legato alle dimensioni del diametro delle stesse e alla pressione. Sono stati, dunque, stabiliti i valori di portata massima nelle tubazioni, in funzione del diametro interno dei condotti e della pressione dei gas.

Diametro interno (mm)	Flusso effettivo	
	$P_r = 4 \text{ bar}$ (m ³ /h)	$P_r = 4 \text{ bar}$ (L/min)
8	13,6	226,3
10	21,2	353,7
12	30,6	509,3
14	41,6	693,2
16	54,3	905,4
18	68,8	1145,9
20	84,9	1414,7

Tab. 6.5 Portata massima per le tubazioni dei gas compressi.

La norma UNI EN ISO 70396-1, inoltre, attesta anche l'importanza della relazione tra temperatura e pressione dal momento che si possono verificare variazioni di pressione provocate dalla differenza di temperatura, in accordo con la legge dei gas. Per la legge dei gas ideali si ha [5]:

$$\frac{P_2}{T_2} = \frac{P_1}{T_1} \quad (6.9)$$

la quale può essere riformulata come segue [5]:

$$P_2 = P_1 \cdot \frac{T_2}{T_1} \quad (6.10)$$

dove,

P_1 : pressione assoluta iniziale della tubazione per un determinato volume di gas;

P_2 : pressione assoluta finale della rete di tubazione per un determinato volume di gas;

T_1 : temperatura assoluta iniziale della rete di tubazione;

T_2 : temperatura assoluta finale della rete di tubazione.

Le pressioni e le temperature devono essere definite in valore assoluto e la pressione assoluta è pari alla pressione relativa alla quale si aggiunge quella atmosferica, uguale a 1 bar. La pressione viene generalmente letta sul manometro, per cui [5]:

$$P_a \text{ (pressione assoluta)} = P_m \text{ (pressione sul manometro)} + P_{am} \text{ (pressione atmosferica)} \quad (6.11)$$

Dato che la pressione viene espressa in bar, si ha [5]:

$$P_a = P_m + 1 \text{ bar} \quad (6.12)$$

La temperatura, invece, viene comunemente espressa in °C.

A titolo di esempio, si consideri una tubazione di gas compresso, la quale viene testata per perdita ad una pressione assoluta di 14 bar. La temperatura iniziale è di 13 °C e quella finale del test di 17 °C. Pertanto, si ha [5]:

$$P_1 = 14,0 + 1,0 = 15,0 \text{ bar (pressione assoluta)}$$

$$T_1 = 273,0 + 13,0 = 286,0 \text{ K (valore assoluto in gradi Kelvin)}$$

$$T_2 = 273,0 + 17,0 = 290,0 \text{ K (valore assoluto in gradi Kelvin)}$$

(6.13)

$$P_2 = P_1 \cdot \frac{T_2}{T_1} = 15 \cdot \frac{290,0}{286,0} = 15,21 \text{ bar (pressione assoluta)}$$

(6.14)

La pressione manometrica sarà 14,21 bar, assumendo che non vi sia stata alcuna perdita [5][25].

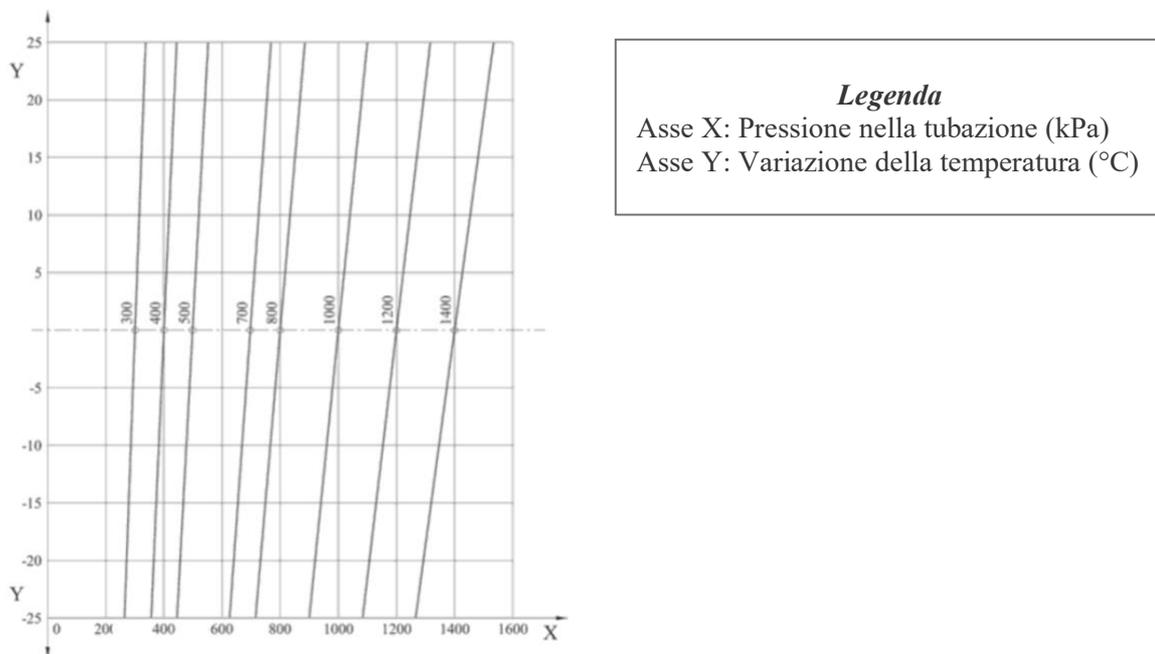


Fig. 6.6 Relazione tra temperatura e pressione a pressioni tipiche nelle tubazioni.

La pressione iniziale di un sistema pari a circa 1400 kPa diminuisce a 1350 kPa con una riduzione di temperatura di circa 10 °C. Questo può essere comprovato anche dall'analisi numerica, in cui [5]:

$$P_1 = 1500 \text{ kPa (pressione relativa 1400 kPa)}$$

$$P_2 = 1449 \text{ kPa (pressione relativa 1349 kPa)}$$

$$T_1 = 293 \text{ K (20 °C) (valore assoluto 273 + 20 in gradi Kelvin)}$$

$$T_2 = 283 \text{ K (10 °C) (valore assoluto 273 + 10 in gradi Kelvin)}$$

(6.15)

Per la progettazione finale, occorre effettuare la verifica delle perdite di carico nel rispetto della pressione minima di distribuzione.

Le perdite di carico sono delle dissipazioni di energia e si distinguono in due categorie: perdite distribuite e perdite concentrate.

Le prime sono provocate agli attriti che si generano per via dello scorrere del fluido nel tubo, quindi sono “distribuite” lungo l’intera estensione della tubazione. Le perdite concentrate, al contrario, sono localizzate in un punto preciso della tubazione e sono dovute ad ostacoli presenti lungo il percorso, come rubinetti, diramazioni, restringimenti o allargamenti del condotto, gomiti [30].

Le perdite di carico distribuite possono essere calcolate mediante la formula di Darcy-Weisbach [5]:

$$h_l = \frac{f d \cdot v^2 \cdot l}{D \cdot 2 \cdot g} \quad (6.16)$$

dove,

h_l : perdite di carico distribuite per un condotto di lunghezza l ;

$f d$: coefficiente di attrito di Darcy;

D : diametro interno della tubazione (m);

v : velocità del fluido all’interno della tubazione (m/s);

g : accelerazione di gravità (m/s^2);

l : lunghezza del tratto di tubazione in esame (m).

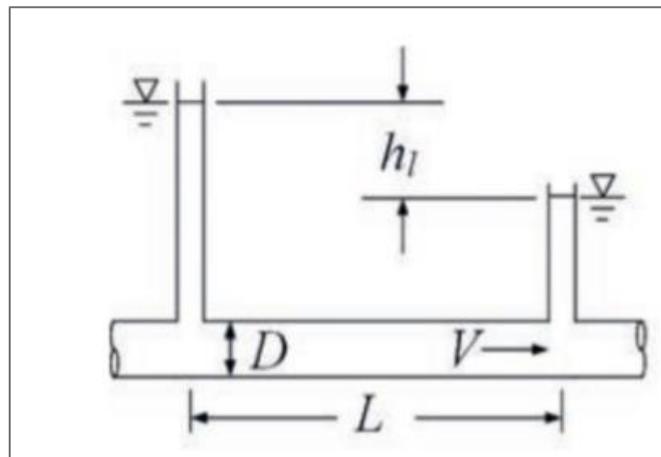


Fig. 6.7 Verifica delle perdite di carico.

Relativamente al coefficiente di attrito $f d$, si considera l’espressione [5]:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu} \quad (6.17)$$

in cui,

ρ : densità del fluido (kg/m^3);

μ : viscosità dinamica del fluido ($Pa \cdot m$).

Nel caso di flusso laminare [5]:

$$fd = \frac{64}{Re} \quad (6.18)$$

Il coefficiente di attrito dipende dalla velocità, del diametro, della rugosità della tubazione e della viscosità del gas.

Quindi, per risolvere i problemi pratici per il moto dei fluidi reali occorre adottare sistemi semi-empirici e risultati sperimentali. Per i fluidi reali in regime permanente, esistono due tipi di moto differenti: il moto laminare e il moto turbolento. Il primo, in teoria, può essere assimilato allo spostamento di particelle fluide secondo traiettorie diritte e parallele, che giacciono le une sulle altre; mentre nel moto turbolento le particelle si muovono in modo disordinato in tutte le direzioni, per cui è impossibile ricostruire una traiettoria regolare. Per discriminare un tipo di moto dall'altro, si utilizza il numero di Reynolds [5][25].

Le perdite di carico concentrate si possono calcolare nel seguente modo [5]:

$$h_c = k \cdot \frac{v^2}{2g} \quad (6.19)$$

in cui,

h_c : perdite di carico concentrate;

k : coefficiente di resistenza che tiene conto delle accidentalità (reperibile dai costruttori di tubi in rame);

v : velocità del fluido all'interno della tubazione (m/s);

g : accelerazione di gravità (m/s^2).

Occorre, inoltre, valutare che la pressione di distribuzione minima sia nei limiti tollerabili [5]:

$$P_{\text{dist min}} = P_{\text{dist nom}} - \Delta P_{\text{rid}} - \Delta P_l - \Delta P_c - \Delta P_{\text{presa}} \quad (6.20)$$

in cui,

$P_{\text{dist min}}$: pressione minima di distribuzione;

$P_{\text{dist nom}}$: pressione di distribuzione nominale;

ΔP_{rid} : perdita di pressione dovuta alla performance del riduttore;

ΔP_l : perdite di carico distribuite sulla linea;

ΔP_c : perdite di carico concentrate;

ΔP_{presa} : perdite di pressione alla presa.

Per ridurre le perdite di carico occorre evitare improvvisi restringimenti o allargamenti di sezione dei tubi, minimizzare curve, gomiti, deviazioni di flusso, utilizzare valvole di intercettazione in bassa pressione del tipo sfera e minimizzare la lunghezza delle tubazioni in particolar modo a valle del riduttore di secondo stadio [5][25].

Il grafico di Fig. 6.8 è denominato Diagramma di Moody. È realizzato in scala logaritmica: in ascissa viene riportato il numero di Reynolds ed in ordinata viene riportato il fattore d'attrito.

Il Diagramma di Moody è suddiviso in tre regioni:

- una regione in cui il moto è laminare;
- una regione detta di transizione;
- una in cui il moto è turbolento.

Il flusso laminare si rivela mediante lo scorrimento dei filetti fluidi gli uni sugli altri senza alcun rimescolamento del fluido. Il flusso è dominato dalle forze viscosse e risulta costante nel tempo.

Il regime di transizione presenta un flusso spazialmente eterogeneo, con blocchi di flusso laminare alternati a flash di moto turbolento.

In un flusso turbolento il moto delle particelle del fluido avviene in modo irregolare senza seguire traiettorie ordinate. Si verifica la formazione di vortici instabili, che interagiscono fra loro e generano fluttuazioni caotiche nei campi di velocità e pressione.

Il moto turbolento si manifesta a livello della parte superiore del grafico (identificato dalla linea grigia). Il moto laminare, invece, è rappresentato dalla parte di grafico sottostante quella linea. Dunque, questa linea separa la regione in cui il moto è laminare da quella in cui il moto è turbolento e rappresenta la regione di transizione [30] [31].

Nel caso di un fluido all'interno di un tubo avente sezione circolare:

- per valori di $Re \leq 2000$ si ha il flusso laminare;
- per valori di $2000 \geq Re \geq 4000$ si ha il regime di transizione;
- per valori di $Re \geq 4000$ si ha il flusso turbolento.

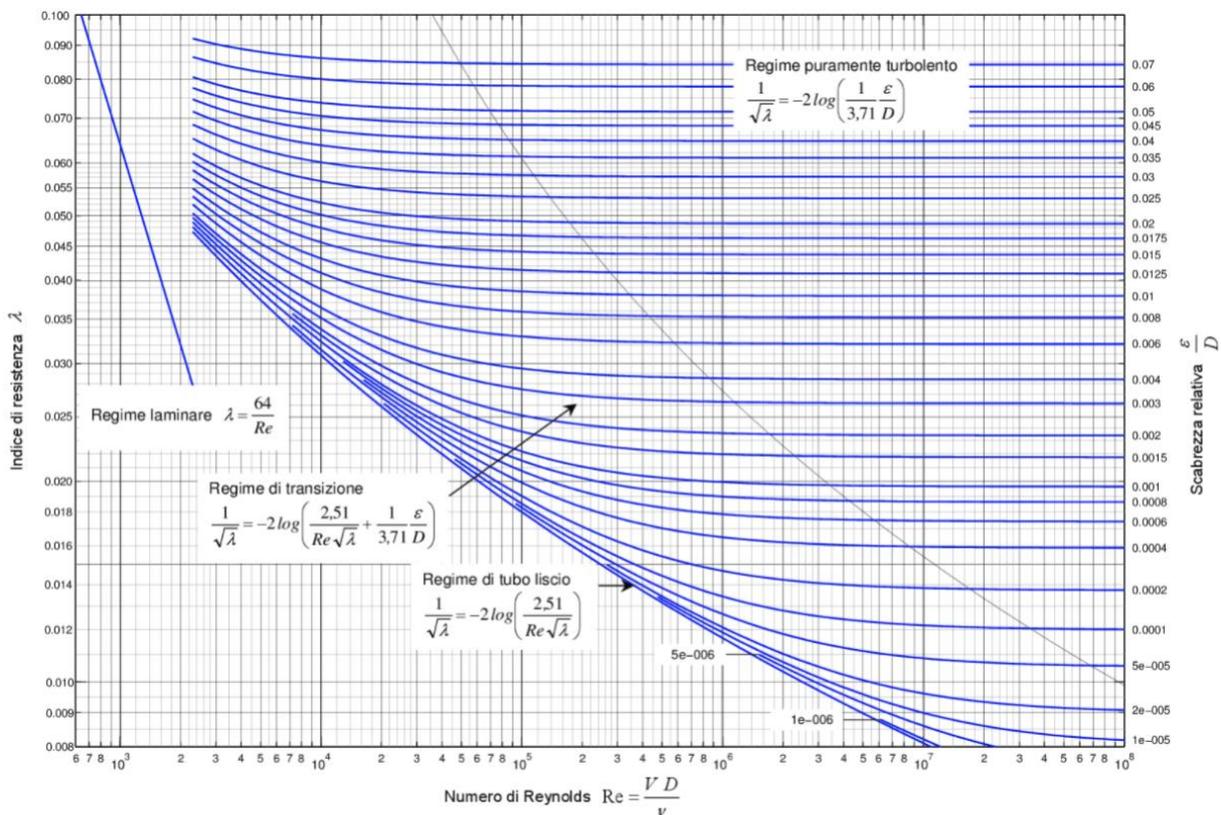


Fig. 6.8 Diagramma di Moody.

6.4 Dimensionamento della portata di progetto

In funzione della tipologia e del numero di utenze e del fattore di contemporaneità viene determinata la portata della centrale e, di conseguenza, il dimensionamento della stessa. Dunque, il tipo di centrale viene determinato in fase di progettazione.

Ad esempio, una centrale di erogazione dell'ossigeno può essere costituita da fonti in bombole o in generatori di ossigeno medicale, una centrale di erogazione dell'aria medicale può essere composta da fonti costituite compressori o bombole ed, infine, una centrale per l'erogazione del vuoto può essere costituita da fonti composta da pompe.

Le centrali di ossigeno in bombole presentano quattro diverse taglie, ciascuna in grado di garantire le portate richieste, a partire da 30 m³ in su. Le taglie sono da 30 m³, da 70 m³, da 120 m³ e da 200 m³.

Si osservi la tabella Excel *Tab. 6.1*, la quale è ottenuta sulla base della norma francese FDS 90-155. La norma italiana ISO 7396 cita di utilizzare questa norma per il calcolo ed il dimensionamento di flussi e portate dei gas medicali.

La tabella permette di effettuare il calcolo del fabbisogno di una struttura campale in base al numero di posti letto che occorre alimentare. Un ospedale da campo non è un oggetto statico, bensì è costituito da varie tipologie di utenze.

Nella prima colonna della tabella sono indicati i locali medici adibiti, nella seconda colonna è riportata la portata in L/min per ogni tipologia di posto letto, nella terza colonna il fattore di contemporaneità, nella quarta colonna è indicato il numero di utenze ed, infine, nella quinta colonna la portata parziale.

Pertanto, questi sono dei dati progettuali necessari per calcolare il fabbisogno della portata e, una volta determinato, si seleziona la centrale idonea a supportare tale fabbisogno della portata. Quindi, questa tabella ci aiuta a stabilire quanti metri cubi deve avere la centrale di ossigeno.

In base al numero di posti letto di medicina generale, di rianimazione/cure intensive e di sala operatoria, vi è una quantità di L/min prevista.

Quindi, occorre in primis identificare il tipo di paziente che giunge all'ospedale da campo.

Si considerino tre diverse tende campali: la prima costituita da n° 10 posti letto di medicina generale, la seconda composta da n° 6 posti letto di rianimazione e la terza è una sala operatoria.

Diversamente dagli altri locali medici costituiti da una sola presa per posto letto, le sale operatorie sono sempre provviste di due prese per un criterio di sicurezza. Nelle sale operatorie si ha una ridondanza poiché, in caso di guasto di una delle due prese, si deve garantire una continuità dell'erogazione del gas medicale.

Questa tipologia di soluzione, più contenuta, potrebbe essere adottata in presenza di calamità naturali.

PORTATA DI PROGETTO OSSIGENO				
	Q (L/min)	P %	N° utenze/sale	Q parziale (L/min)
LETTI DI MEDICINA GENERALE	5	20	10	10
LETTI DI RIANIMAZIONE/CURE INTENSIVE				
rianimazione (2 prese per letto)	120	30	6	216
camera sterile (aplasie - ustionati) (2 prese per letto)	10	70	0	0
SALE OPERATORIE				
casi generali (2 prese)	20	100	1	20
			Q totale (L/min)	246
			Q totale (Nmc/h)	14,76

Tab. 6.1 Calcolo della portata totale di progetto dell'ossigeno.

Sulla base di Tab. 6.1 e delle esigenze di posti letto e portate di ciascuna tenda, questa struttura campale di tre tende necessita di una portata totale pari a 14,76 Nm³/h.

Quindi, ogni fonte dell'impianto di gas medicali deve essere in grado di supportare questa portata per alimentare la struttura campale.

Dato che la più piccola fonte di una centrale di alimentazione consente di fornire 30 m³, questa riportata rappresenta una situazione contenuta facilmente ottenibile.

Aumentando le dimensioni della struttura campale ipotizzata e il numero di posti letto per ciascuna delle tre tende: la prima costituita da n° 20 posti letto di medicina generale, la seconda composta da n° 20 posti letto di rianimazione e n° 2 sale operatorie.

Questa tipologia di soluzione potrebbe essere adottata in caso di conflitto.

PORTATA DI PROGETTO OSSIGENO				
	Q (L/min)	P %	N° utenze/sale	Q parziale (L/min)
LETTI DI MEDICINA GENERALE	5	20	20	20
LETTI DI RIANIMAZIONE/CURE INTENSIVE				
rianimazione (2 prese per letto)	120	30	20	720
camera sterile (aplasie - ustionati) (2 prese per letto)	10	70	0	0
SALE OPERATORIE				
casi generali (2 prese)	20	100	2	40
			Q totale (L/min)	780
			Q totale (Nmc/h)	46,8

Tab. 6.2 Calcolo della portata totale di progetto dell'ossigeno.

Questa struttura campale necessita di una portata totale di ossigeno pari a 46,80 Nm³/h.

In virtù di questo, occorre utilizzare delle fonti della centrale di alimentazione di taglia pari a 70 m³, poiché, con una sorgente da 30 m³, l'impianto sarebbe sottodimensionato e non in grado di fornire le portate necessarie ad alimentare tale struttura.

Parallelamente, si valutano i due schemi di modulo campale, precedentemente considerati per l'ossigeno, per il calcolo della portata di progetto dell'aria medica.

Nel primo caso, la portata necessaria è pari a 15,21 Nm³/h, poco più della portata richiesta per l'ossigeno.

PORTATA DI PROGETTO ARIA MEDICALE				
	Q (L/min)	P %	N° utenze/sale	Q parziale L/min
LETTI DI MEDICINA GENERALE	30	10	10	30
LETTI DI RIANIMAZIONE/CURE INTENSIVE				
rianimazione (2 prese per letto)	120	30	6	216
camera sterile (aplasie - ustionati) (2 prese per letto)	120	30	0	0
SALE OPERATORIE				
casi generali (2 prese)	15	50	1	7,5
			Q totale (L/min)	253,5
			Q totale (Nmc/h)	15,21

Tab. 6.3 Calcolo della portata totale di progetto dell'aria medica.

Per l'aria medica, il valore della portata totale deve essere moltiplicato per un coefficiente delle perdite di carico pari a 2. Quindi, occorre utilizzare una centrale di alimentazione costituita da sorgenti di taglia pari a 70 m³ di modo che la struttura campale riceva il fabbisogno di portata adeguato.

Nella seconda ipotesi di struttura campale, invece, la portata totale è di 47,70 Nm³/h, anche in questo caso leggermente maggiore delle esigenze di portata di ossigeno.

PORTATA DI PROGETTO ARIA MEDICALE				
	Q (L/min)	P %	N° utenze/sale	Q parziale L/min
LETTI DI MEDICINA GENERALE	30	10	20	60
LETTI DI RIANIMAZIONE/CURE INTENSIVE				
rianimazione (2 prese per letto)	120	30	20	720
camera sterile (aplasie - ustionati) (2 prese per letto)	120	30	0	0
SALE OPERATORIE				
casi generali (2 prese)	15	50	2	15
			Q totale (L/min)	795
			Q totale (Nmc/h)	47,7

Tab. 6.4 Calcolo della portata totale di progetto dell'aria medica.

In questo caso, si impiegano delle sorgenti della centrale di alimentazione di taglia pari a 120 m³ affinché il fabbisogno di portata della struttura sanitaria sia coperto.

Pertanto, il dimensionamento della centrale gas medica dipende dal dimensionamento dell'impianto. Di conseguenza, il fabbisogno energetico è subordinato alla tipologia e alla portata

dell'impianto di distribuzione: all'aumentare delle dimensioni dell'impianto, aumentano proporzionalmente i consumi elettrici.

Si propone anche un esempio circa il dimensionamento della portata del vuoto.

Si considerino nuovamente una tenda da n° 20 posti letto di medicina generale, una tenda da n° 20 posti letto di rianimazione e n° 2 sale operatorie.

PORTATA DI PROGETTO VUOTO				
	Q (L/min)	P %	N° utenze/sale	Q parziale (L/min)
LETTI DI MEDICINA GENERALE	5	30	20	30
LETTI DI RIANIMAZIONE/CURE INTENSIVE				
rianimazione (3 prese per letto)	30	50	20	300
camera sterile (aplasie - ustionati) (3 prese per letto)	30	50	0	0
SALE OPERATORIE				
casi generali (3 prese)	60	50	2	60
			Q totale (L/min)	390
			Q totale (Nm³/h)	23,4

Tab. 6.5 Calcolo della portata totale di progetto del vuoto.

Questa struttura campale necessita di una portata totale di vuoto pari a 23,40 Nm³/h.

Lo schema sotto riportato Tab 6.6 indica diverse tipologie di centrali del vuoto.

Modello 	Codice catalogo	Tipo di pompa	Capacità serbatoio	Portata	Press. finale (ass.)	Potenza motore	Peso	Filtro battericida
Modell 	Artikelnummer	Pumpentyp	Grösse Vakuumentank	Saugvermögen	Enddruck (abs.)	Motorleistung	Gewicht	Hygienefilter
Model 	Catalog code	Pump type	Tank capacity	Inlet capacity	Final pressure (abs.)	Motor power	Weight	Antibacterial filter
Modelo 	Codigo catalogo	Tipo bomba	Capacidad depósito	Caudal	Presión final (abs.)	Potencia motor	Peso	Filtros bactericidas
			dm ³	m ³ /h	mbar - hPa	(3~) kW	kg [N]	
				50Hz 60Hz		50Hz 60Hz		
CPA 3x25/300V	9306007	3 x LB.25	300*	75 87	10	3x0,75 3x0,90	260 [2550,6]	GFB.50
CPA 3x25/500V	9306008	3 x LB.25	500*	75 87	10	3x0,75 3x0,90	320 [3139,2]	GFB.50
CPA 3x40/500V	9306001	3 x LB.40	500*	120 144	10	3x1,1 3x1,35	415 [4071,1]	GFB.100
CPA 3x60/500V	9306002	3 x LB.60	500*	180 225	10	3x1,5 3x1,8	430 [4218,3]	GFB.100
CPA 3x105/500V	9306009	3 x LC.105	500*	315 375	10	3x2,2 3x2,7	540 [5297,4]	GFB.120
CPA 3x105/1000V	9306010	3 x LC.105	1000*	315 375	10	3x2,2 3x2,7	600 [5886,0]	GFB.120
CPA 3x150/1000V	9306013	3 x LC.150	1000*	450 540	10	3x3 3x3,6	640 [6278,4]	GFB.200
CPA 3x205/1000V	9306011	3 x LC.205	1000*	615 735	10	3x4 3x4,8	900 [8829,0]	GFB.200
CPA 3x305/1000V	9306012	3 x LC.305	1000*	915 1095	10	3x7,5 3x9	930 [9123,3]	GFB.200

Tab. 6.6 Classificazione dei modelli di centrale del vuoto.

Nella prima colonna della Tab. 6.6, CPA indica il modello di pompa utilizzate per l'impianto di produzione del vuoto. Il numero 3 indica il numero di pompe: quindi, in questo caso, l'impianto è costituito da tre fonti (primaria, secondaria e di emergenza) realizzate mediante pompe.

Nella fase di progettazione di un impianto del vuoto, occorre sempre moltiplicare la portata totale ottenuta per il coefficiente delle perdite di carico pari a 3.

Quindi, si ottiene una portata finale di 70,20 Nm³/h. Pertanto, nella scelta della taglia di ciascuna fonte della centrale di alimentazione bisogna utilizzare delle sorgenti di taglia pari a 105 m³.

Per l'ossigeno si considera il valore puro della portata totale in uscita dalle *Tab. 6.1* e *Tab. 6.2*, senza alcuna moltiplicazione.

6.5 Valutazione quantitativa del consumo energetico

Per quanto concerne i consumi elettrici e le necessità energetiche di una struttura campale, i dati che seguono sono stati gentilmente forniti dal personale dell'Esercito Italiano di Torino.

Viene di seguito sviluppata una riflessione sui consumi energetici di un modulo per ospedale da campo.

L'impianto di illuminazione, l'impianto di climatizzazione e tutti i dispositivi medici richiedono una costante fornitura di energia elettrica. In uno sfondo colpito da un evento catastrofico, le reti infrastrutturali sono generalmente danneggiate e fuori servizio: in virtù di ciò, l'ospedale da campo deve possedere una certa autonomia, soprattutto in ambito energetico.

Una delle soluzioni più largamente impiegate consiste nell'utilizzo di gruppi elettrogeni, comunemente posti all'esterno della struttura campale. Questa configurazione risulta essere la più indicata poiché di rapido impiego e adatta in ogni fascia territoriale.

Il consumo energetico di ciascuna struttura è strettamente associato alle dimensioni della stessa, ai dispositivi contenuti e al numero di pazienti che è in grado di ospitare. In particolare, nel caso di strutture ridotte, quali ROL 1, adoperate ad un intervento immediato di primo soccorso, i consumi risultano molto contenuti. Considerando, invece, strutture campali moderatamente più grandi, quali ROL 4, costituite da diversi compartimenti (ad esempio, il compartimento pediatria e radiologia), i consumi iniziano a diventare consistenti.

Sino ad arrivare alle strutture campali NATO, che si distinguono in quattro categorie:

- NATO 1: teatri operativi;
- NATO 2: teatri operativi;
- NATO 3: missioni;
- NATO 4: madre patria.

Si consideri un singolo modulo da campo, di cui è stata eseguita una valutazione quantitativa dei consumi energetici.

Occorre tener conto che lo schema base di un modulo da campo è composto da un impianto di illuminazione, un impianto di condizionamento (raffreddamento o riscaldamento) e dai vari apparecchi elettromedicali.

Data l'impossibilità di definire in maniera univoca la strumentazione presente nei moduli campali per via della loro versatilità, i consumi energetici sono stati calcolati in modo indicativo.

Sulla base di questa configurazione, è stata eseguita una valutazione di minima dei consumi energetici considerando che il modulo ipotizzato sia costituito da n° 5 lampade NEON, n° 1 computer, n° 1 monitor di parametri vitali e n° 1 condizionatore.

CONSUMI ENERGETICI			
Matrice	n° elementi	Potenza (kW)	Consumo giornaliero (kWh)
Lampade NEON	5	0,02	2,4
Computer	1	0,13	3,12
Monitor parametri vitali	1	0,16	3,84
Condizionatore	1	2,5	60
	Totale	2,81	69,36

Tab. 6.7 Calcolo dei consumi energetici di un modulo campale.

In Tab. 6.7 sono riportati i valori teorici medi di consumo di alcuni accessori standard presenti nei moduli da campo.

La stima dei consumi energetici è stata sovradimensionata, considerando un margine largo in modo da coprire i consumi di eventuali attrezzature supplementari.

Dai calcoli effettuati emerge che un modulo costituito da questa impostazione di minima non presenta delle esigenze energetiche molto elevate e, quindi, può essere alimentata mediante un gruppo elettrogeno da 3 kW.

Un gruppo elettrogeno per l'alimentazione di un ospedale da campo può avere una potenza variabile orientativamente tra 20 kW e 1500 kW, in base alle dimensioni della struttura campale.

In particolare, un ospedale da campo di media taglia soddisfa le sue necessità energetiche con un gruppo elettrogeno da 300/500 kW.

Inoltre, ogni ospedale da campo deve essere dotato di ben due gruppi elettrogeni di uso di modo che, in presenza di guasto o manutenzione di uno dei due dispositivi, si possa switchare sul secondo gruppo elettrogeno, detto "tampone gemello" in gergo tecnico, e continuare ad alimentare normalmente la struttura.

Conclusioni

Il presente lavoro ha cercato di illustrare nella sua eterogeneità le caratteristiche dell'impianto di distribuzione di gas medicali nell'ambito di una struttura sanitaria da campo.

Data la non esistenza di una normativa specifica in merito agli impianti di gas medicali per gli ospedali da campo, le norme vigenti a riguardo sono state applicate sulla base alle esigenze della struttura campale. Dunque, gli impianti di distribuzione di gas medicali, sia che essi siano presenti in una struttura sanitaria fissa che in una da campo, seguono le medesime direttive nazionali.

Ogni elemento costitutivo dell'impianto gas medicale esegue una funzione ben definita e localizzata in una precisa sezione del sistema stesso: da qui, l'importanza di un'attenta identificazione e collocazione di ciascun componente del sistema di distribuzione. Specificamente, ogni elemento viene concepito nell'impianto di distribuzione in funzione di un'analisi del rischio per garantire l'efficienza di questa tipologia di sistemi.

La pluralità delle strutture campali non ha consentito di esaminarne ogni diversa categoria, limitando quindi l'analisi a modelli di minima delle stesse. In particolare, sono state proposte due diverse configurazioni di struttura da campo: una più semplice e ridotta in termini di servizi sanitari ed un'altra con maggiori prestazioni sanitarie. Entrambe le soluzioni dispongono di posti letto di Medicina Generale, di Rianimazione e, infine, di una o più Sale Operatorie, variabili in numero a seconda della soluzione considerata. Per ciascuna delle due rappresentazioni è stato tenuto conto di alcuni parametri di progetto fondamentali per il dimensionamento dei flussi finali di gas medicale, quali la portata parziale, il fattore di contemporaneità e il numero di utenze. Pertanto, entrambe le soluzioni sono state studiate per la distribuzione sia dell'ossigeno terapeutico che dell'aria medicale, calcolando le portate di progetto dei suddetti gas medicali.

Inoltre, è stato anche riportato un esempio di calcolo della portata di progetto di un impianto di distribuzione del vuoto, considerando la configurazione con migliori prestazioni sanitarie. Sulla base dei risultati ottenuti, è stato eseguito il dimensionamento delle tre diverse fonti di alimentazione (pompe) di un'ipotetica centrale di distribuzione del vuoto.

A partire da queste considerazioni, è stato dedotto che la portata di gas medicale associata ad ogni impianto è strettamente legata alla tipologia di gas medicale erogato e alla dimensione dell'impianto stesso.

In un panorama afflitto dall'evento catastrofico, i sistemi infrastrutturali potrebbero essere danneggiati: in virtù di ciò, una struttura da campo deve essere dotata di un'autonomia propria anche in termini energetici tale per cui essa possa auto-alimentarsi.

Infine, è stata fornita una valutazione quantitativa del consumo energetico di una struttura campale composta da accessori standard, estraendo il costo energetico giornaliero della stessa. Precisamente, è stata data importanza all'impianto di illuminazione, all'impianto di climatizzazione e ai dispositivi medici essenziali presenti in una struttura sanitaria campale, i quali necessitano di un apposto continuo di energia elettrica per poter funzionare. Sulla base della stima di energia è stata dimensionata la potenza necessaria di un eventuale gruppo elettrogeno che alimenti la struttura.

Bibliografia

- [1] Regolamento (UE) 2017/745 del Parlamento europeo e del Consiglio, del 5 aprile 2017, relativo ai dispositivi medici, che modifica la direttiva 2001/83/CE, il regolamento (CE) n. 178/2002 e il regolamento (CE) n. 1223/2009 e che abroga le direttive 90/385/CEE e 93/42/CEE del Consiglio.
- [2] Supplemento ordinario alla “Gazzetta Ufficiale della Repubblica Italiana”, n. 142 del 21 giugno 2006 - Serie generale.
- [3] “Dispositivi Medici: aspetti regolatori e operativi”, Ministero della Salute.
- [4] Gazzetta ufficiale dell'Unione europea, L117.
- [5] “Impianti gas medicali nelle strutture sanitarie”, Armando Ferraioli, 2020
- [6] Gas Medicali: Quadro Normativo.
URL: www.certifico.com/chemicals/documenti-chemicals/221-documenti-riservati-chemicals/12021-gas-medicinali-quadro-normativo
- [7] “Produzione Gas Medicinali F.E. Enti Regolatori e Normative vigenti”, Santino Lombardi, Selinus University of Science and Literature.
- [8] Purezza dell'ossigeno, Oxystore.
URL: https://www.oxystore.it/blog/45_il-mito-della-purezza-dell-ossigeno.html
- [9] Scheda tecnica ossigeno medicale F.U., MedicAir Italia.
- [10] “Malattie dell'apparato respiratorio”, Claudio Terzano (2006).
- [11] “Criteri nazionali e regionali per l'ossigenoterapia domiciliare a lungo termine”, F. Facchini, F. Trevisan (2006sa).
- [12] Ossigenoterapia, Wikipedia.
- [13] Ossigenoterapia domiciliare, Ballor.
URL: www.pneumologo-ballor.it/terapie-consigli/lossigenoterapia-domiciliare/
- [14] Mosca Carlo (2009), “L'ossigeno, terapia del soccorso”, Croce Bianca Lumezzane
- [15] “Corso di formazione per la gestione dei gas medicinali ai sensi del D.Lgs. 81/08 e s.m.i. ed in applicazione alla norma UNI EN ISO 7396”, Gian Carlo Scarpini (2011).
- [16] “Raccomandazione di sicurezza, Serbatoi e vaporizzatori”, Linde Group.
- [17] “Concentratori di ossigeno, A casa e fuori”, PanGas.
- [18] Concentratore di ossigeno, Wikipedia.
- [19] Zeolite, Wikipedia.
- [20] “Purezza dell'ossigeno: influisce così tanto?”, Oxygen.
URL: https://www.oxystore.it/blog/41_purezza-dell-ossigeno-influisce-cosi-tanto.html

- [21] “Edifici per l’emergenza sanitaria”, Silvano Moro (2014/2015).
- [22] Medicina delle Catastrofi, Wikipedia.
- [23] “Il Posto Medico Avanzato”, Pubblica Assistenza PROS Onlus Pineto.
- [24] “Il Posto Medico Avanzato”, Croce Rossa Italiana, Comitato di Palmanova.
- [25] “Caratteristiche e progettazione degli impianti gas medicali – I requisiti delle norme tecniche di riferimento”, Daniele Megna.
- [26] “La potenza dei gruppi elettrogeni”, Franco G. Valenti.
- [27] “Il gruppo elettrogeno: caratteristiche e funzionamento: principio di funzionamento”, Perin Generators Group.
- [28] Impianti fotovoltaici, Sepsas.
- [29] “Roll-Array, il pannello fotovoltaico che produce energia per un intero ospedale”, Nicola Andreatta.
URL: <https://www.green.it/roll-array-pannello-fotovoltaico/>
- [30] “Le perdite di carico”, Stefano Ghidoni.
- [31] Corso di fluidodinamica e turbolenza, Università degli Studi di Udine, A. Soldati (2007/2008).

