



POLITECNICO
MILANO 1863

SCUOLA DI INGEGNERIA INDUSTRIALE
E DELL'INFORMAZIONE

Modellazione CFD di dispersione di gas:
Heliox in U.O. Anestesia e Rianimazione
Pediatria e N₂O in U.O. Cardiochirurgia
presso ASST degli Spedali Civili di Brescia

TESI DI LAUREA MAGISTRALE IN
INGEGNERIA DELLA PREVENZIONE E DELLA SICUREZZA
NELL'INDUSTRIA DI PROCESSO

Autrice: **Aurora LAFIOSCA**

Matricola: 992564

Relatrice: Prof.ssa Valentina BUSINI

Correlatori: Ing. Gian Luca VIGANÓ

Dott. Matteo VERGA

Dott. Alessandro PINCIROLI

Anno Accademico: 2022-2023

Alla mia famiglia, i miei più grandi sostenitori.

A mia nonna Maria, il mio angelo custode che illumina sempre ogni mio cammino.

Agli amici di una vita, che hanno sempre creduto in me.

*A tutte le persone di Croce Azzurra di Caronno Pertusella, che mi hanno aperto il cuore e
fatto scoprire i valori importanti della vita.*

Abstract

The problem of volatile anaesthetic agent pollution in the operating block is currently affecting an ever-increasing number of healthcare providers. The latter are engaged both in quantifying its harmful effects on staff health and in identifying the most appropriate solutions to keep concentrations within acceptable limits. It is still difficult to define the risks associated with chronic exposure to lower concentrations. Therefore, research and safety assurance needs are of paramount importance today; especially when one is in close contact with life. To improve the quality and safety profiles that an operating center must be able to cope with to claim to be a state-of-the-art project. In this context, an integrated experimental and numerical study was conducted using Computational Fluid Dynamics (CFD) software. The dispersion of heliox and anaesthetic gases will be studied and subsequently investigated in depth, within the paediatric intensive care unit and operating room in cardiac surgery department. In the paediatric intensive care unit, the presence of heliox tanks is the object of the first simulation of the study since the entire hospital environment is operated by tanks containing different gases. The object of the second simulation of the study concerns the monitoring of anaesthetic gases in the hospital environment; the operating room is a workspace which requires absolutely clean air to improve the safety and comfort conditions of medical staff and to reduce the risk of postoperative complications for patients. This thesis finds a correlation between medicine and engineering by highlighting the most important challenges, problems, and solutions, in addition to recommended best practices. The results of the analysis will be useful for the deployment of gas detection and control devices in an indoor environment.

Keywords: dispersion, CFD, heliox, anaesthetic gases

Abstract in italiano

Il problema dell'inquinamento da agenti anestetici volatili nel blocco operatorio sta attualmente interessando un numero sempre maggiore di operatori sanitari. Questi ultimi sono impegnati sia a quantificarne gli effetti dannosi sulla salute del personale, sia ad individuare le soluzioni più idonee per mantenere entro i limiti accettabili le concentrazioni. Risulta ancora difficile definire i rischi legati ad una esposizione cronica a più basse concentrazioni. Perciò i bisogni di ricerca e garanzia della sicurezza rivestono oggi un ruolo di importanza primaria, soprattutto quando ci si trova a stretto contatto con la vita. Al fine di migliorare i profili di qualità e sicurezza che un centro operatorio deve saper fronteggiare, per poter vantare di essere un progetto allo stato dell'arte. In questo contesto, è stato condotto uno studio integrato sperimentale e numerico tramite il software di fluidodinamica computazionale (CFD, *Computational Fluid Dynamics*). La dispersione di heliox e dei gas anestetici verrà studiata e successivamente approfondita, all'interno del reparto di anestesia e rianimazione pediatrica e all'interno della sala operatoria del reparto di cardiocirurgia. Nel reparto di anestesia e rianimazione pediatrica, la presenza di bombole di heliox è l'oggetto di studio della prima simulazione considerando l'ambiente ospedaliero gestito interamente da bombole di differenti gas, mentre il monitoraggio ambientale del gas anestetico riguarda la seconda simulazione poiché la sala operatoria ospedaliera è uno spazio di lavoro che richiede un ambiente con aria assolutamente pulita per migliorare le condizioni di sicurezza e di comfort del personale medico e dei pazienti, al fine di ridurre il rischio di complicazioni post-operatorie. Questo lavoro di tesi trova una correlazione con la medicina e l'ingegneria evidenziando le sfide, i problemi e le soluzioni più importanti oltre alle buone pratiche raccomandate. I risultati dell'analisi saranno utili all'impegno dei dispositivi di rilevazione e al controllo dei gas in un ambiente indoor.

Parole chiave: dispersione, CFD, heliox, gas anestetici

Indice

Abstract	i
Abstract in italiano	iii
Indice	vii
Premessa.....	1
1 Introduzione	3
1.1. Contesto di ricerca.....	4
1.1.1. Normativa	5
1.1.2. Problematiche rilevanti e obiettivi del lavoro	8
1.1.3. Limiti d'esposizione	9
1.2. Gas Medicali	14
1.2.1. Contenitori, trasporto, aree di stoccaggio e movimentazione dei contenitori mobili.....	15
1.2.2. Sistemi di distribuzione.....	23
1.3. Casi studio	30
1.3.1. Heliox.....	31
1.3.2. Gas Anestetici.....	34
2 Materiali e metodi.....	47
2.1. Software Ansys® Fluent e modelli CFD	48
2.2. Modellazione del termine di sorgente: diametro equivalente secondo l'approccio di Birch	52
2.3. Caso 1: dispersione bombola heliox	56
2.3.1. Geometria	59
2.3.2. Mesh.....	60
2.3.3. Setup fluent	62
2.4. Caso 2: monitoraggio sala operatoria	64
2.4.1. Geometria	68
2.4.2. Mesh.....	69
2.4.3. Setup fluent	71
3 Risultati e discussioni	73
3.1. Analisi Heliox	73

3.2. Analisi N ₂ O.....	80
4 Conclusioni	85
Bibliografia.....	87
Lista delle Figure	91
Lista delle Tabelle	95
Lista dei Simboli.....	97
Ringraziamenti.....	99

Premessa

Il presente lavoro di tesi è stato svolto in concomitanza con un tirocinio presso l'ASST (Azienda Socio-Sanitaria Territoriale) degli Spedali Civili di Brescia.

Questa esperienza mi ha permesso di affiancare il personale dell'Ingegneria Clinica (I.C.) e di interfacciarmi con il personale sanitario che, in un sistema complesso quale l'ospedale, è molto importante la collettività fra tutti i professionisti. Frequentando il corso di Impianti Ospedalieri e della Sicurezza, si è sviluppata l'idea della mia tesi, trovando una sinergia con il mio corso di laurea. Grazie ad una lezione svolta dalla Professoressa Veronica Cimolin, è stato possibile trovare una chiave di lettura con il corso e le giuste competenze della Professoressa Valentina Busini e fondere i due corsi. Facendo in modo che, da questa idea, si sviluppasse un progetto di tesi che non servisse solo a concludere il mio percorso di studi raggiungendo questo traguardo, ma che portasse anche dei contributi utili allo studio delle dispersioni dei gas in un ambiente confinato relativamente delicato, come una struttura ospedaliera e al Sistema Complesso (S.C.) Ingegneria Clinica di Brescia per il monitoraggio ambientale, considerando la gara d'appalto in corso dei gas medicinali.

1 Introduzione

Gli ospedali sono ambienti di lavoro per numerose persone, infatti risultano uno dei settori più esposti a rischio professionale, ma vi sono anche pazienti e visitatori. Pertanto, il problema della salute e della sicurezza riguarda tutti gli esposti nell'arco dell'intera giornata. L'obiettivo resta quello di individuare e caratterizzare le fonti di rischio, analizzare gli esiti dei danni e fornire degli strumenti per calibrare le politiche di sicurezza negli ospedali. Inoltre, il monitoraggio dei livelli di sicurezza di una struttura ospedaliera è finalizzato al miglioramento continuo delle condizioni di igiene, qualità e affidabilità dei servizi. Nelle strutture ospedaliere, i principali rischi rilevanti sono: chimico, incendio, elettrico, biologico, rumore, radiazioni ionizzanti, videoterminali, rifiuti ospedalieri, movimentazione manuale dei carichi, ergonomici e meccanici [1]. Il focus principale di questo lavoro di tesi sarà il rischio chimico, legato ai gas medicali. In un ambito fortemente multidisciplinare, come quello dei gas medicinali, è necessaria la presenza degli aspetti tecnico-scientifici, applicativi, normativi e giuridici per fornire una corretta e sicura gestione. Nella seguente trattazione, come fattori di rischio, sono stati considerati gli agenti chimici quali: l'heliiox, una miscela di elio e ossigeno, impiegato all'interno dell'Unità Operativa (U.O.) Anestesia e Rianimazione Pediatrica per la terapia respiratoria e i gas medicali che hanno la funzione di indurre l'anestesia, la quale viene attualmente praticata utilizzando protossido di azoto associato ad un anestetico alogenato, presente in ogni sala operatoria di chirurgia. La sicurezza e la salute dei lavoratori nella sala operatoria e nell'unità di rianimazione dipendono da numerosi fattori sia ambientali che legati alle specifiche lavorazioni. Nell'ambiente, si può risalire alla quantità di gas erogato e alla concentrazione che derivano da essi.

Il lavoro di tesi si è concretizzato attraverso un'attenta ricerca presso l'ASST degli Spedali Civili di Brescia, collaborando con l'Ingegneria Clinica, affiancando gli esperti dei gas medicali. Tale collaborazione, ha permesso di disporre di una visione reale, consapevole e attenta sulla complessità presente in un ambiente di lavoro così delicato e vulnerabile, preservando la sicurezza dei lavoratori e dei pazienti, senza commettere errori. Successivamente, con le nozioni e competenze acquisite, si sono modellati degli scenari di dispersione dei gas menzionati precedentemente, con lo scopo di studiare l'andamento delle concentrazioni e porre così l'attenzione alle possibili misure di mitigazione, tutelando i dipendenti sanitari e i pazienti che, nei casi studio, risultano essere in condizioni critiche. Un ulteriore fattore discriminante riguarderà la qualità

dell'aria, correlata all'utilizzo di questi gas medicinali, dove è previsto un corretto e preciso monitoraggio ambientale.

1.1. Contesto di ricerca

L'ASST degli Spedali Civili di Brescia è l'azienda ospedaliera più grande della Regione Lombardia e risulta essere una delle più efficienti. Il 1° gennaio 2016 gli Spedali Civili diventano "Azienda Socio Sanitaria Territoriale" e, secondo la Legge Regionale 23/2015, eroga i servizi nell'ambito dei due poli: il settore Polo Ospedaliero ed il settore Rete Territoriale [2]. L'azienda presenta strutture ambulatoriali e distrettuali e quattro Presidi Ospedalieri (P.O.), quali:

1. P.O. Spedali Civili Brescia;
2. P.O. Ospedale dei Bambini;
3. P.O. Ospedale di Gardone Val Trompia;
4. P.O. Ospedale di Montichiari;

L'ospedale sorge nel centro della città di Brescia con un totale di 250.000 m² di superficie occupata, struttura rappresentata in figura 1.1, con 1.924 posti letto disponibili e con un tasso di occupazione di circa l'80%. Nell'ottobre 2013 gli Spedali Civili arrivano al secondo posto nella classifica dei migliori ospedali d'Italia stilata dall'agenzia nazionale per i servizi sanitari regionali.



Figura 1.1: Rappresentazione Spedale Civile di Brescia [2]

Le varie strutture presenti all'interno dei differenti organi direzionali sono orientate alla ricerca, allo sviluppo e alla progettazione; una di queste è: l'Ingegneria Clinica. Essa è un ramo dell'Ingegneria Biomedica che comprende le attività di gestione sicura, efficace ed economica delle tecnologie biomediche in tutte le fasi del loro ciclo di vita e le applicazioni dell'ingegneria biomedica in ambito clinico. L'ingegnere clinico ha le competenze per progettare, realizzare e gestire sistemi di tecnologie biomediche che

lavorano e dialogano tra loro in sicurezza sia su scala locale sia in sistemi più ampi e complessi. L'S.C. Ingegneria Clinica è caratterizzata da una configurazione mista, ovvero una parte del personale dell'ingegneria clinica è costituita da dipendenti interni mentre l'altra si avvale del servizio dal personale di un'azienda esterna detta *Global Service*. Quest'ultima è un'azienda di servizi privata che quindi supporta o sostituisce le attività del personale interno dell'ingegneria clinica. I servizi che forniscono sono definiti all'interno di un contratto d'appalto stipulato con l'ospedale, insieme agli obblighi che l'azienda sanitaria deve seguire. A livello organizzativo, per il supporto delle attività e per agevolare le procedure e lo svolgimento, ci saranno la Segreteria e il Settore Amministrativo. Per quanto concerne la gestione del sistema per la qualità, prevista ai sensi dalla norma ISO 9001:2015, viene nominato un Referente della Qualità Locale (RQL), il quale ha lo scopo di garantire i requisiti previsti dalla normativa.

L'ASST è un'Azienda Sanitaria pubblica e, in quanto Pubblica Amministrazione (P.A.), è tenuta a seguire nella gestione dei contratti un iter burocratico in ottemperanza al D.lgs. 50/2016 e s.m.i. Le PA possono espletare diversi tipi di procedure di scelta del contraente, in base all'importo della spesa da sostenere; si tratta di procedure adottate dalla stazione appaltante per selezionare l'operatore economico al quale verrà affidata l'esecuzione di un contratto pubblico.

1.1.1. Normativa

Il D.lgs. n° 219/06 art. 15, stabilisce i requisiti necessari affinché un medicinale industriale possa legittimamente essere commercializzato: l'azienda produttrice deve essere in possesso dell'Autorizzazione Preventiva alla produzione (AP) rilasciata, in Italia, dall'Agenzia Italiana del Farmaco (AIFA). Inoltre, la normativa definisce come gas medicinale "ogni medicinale costituito da una o più sostanze attive gassose miscelate o meno a eccipienti gassosi" e come tale, esplica un'attività terapeutica e diagnostica attraverso un meccanismo farmacologico, immunologico e metabolico. Il D.lgs. n° 219/06 detta le regole per ottenere l'AP, necessaria anche per l'esecuzione di operazioni parziali di preparazione, di divisione, di confezionamento e presentazione di medicinali, nonché la revisione di controlli di qualità. La produzione dei gas come "sostanza attiva" deve essere conforme ai "*Basic Requirements*" della linea guida di "Norme di buona Fabbricazione" (GMP), allegato 6. Il Regolamento UE 2017/745 sui Dispositivi Medici -MDR- afferma che l'Impianto di Distribuzione di Gas Medicali (IDGM), schematizzato in figura 1.2 e successivamente in figura 1.3, presente all'interno delle strutture sanitarie è dispositivo medico. Possono essere messi in commercio e messi in servizio dispositivi medici che soddisfino i Requisiti Essenziali di Sicurezza (RES) del Decreto Legislativo e che riguardano: progettazione, fabbricazione, materiali utilizzati e informazioni fornite [3].

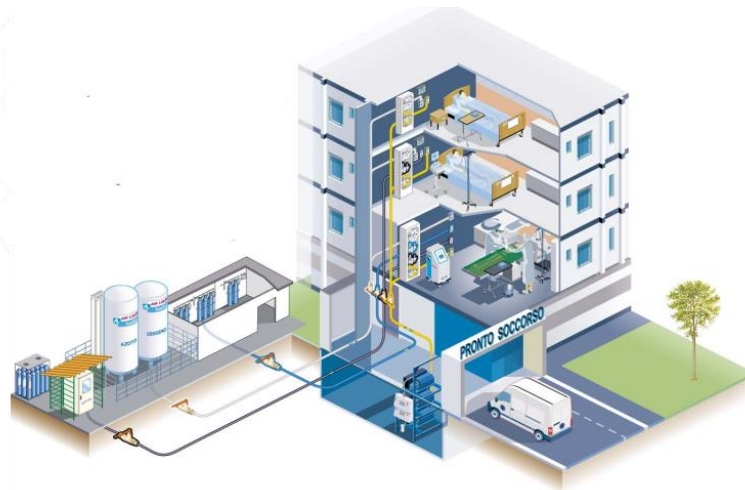


Figura 1.2: Rappresentazione grafica IDGM [3]



Figura 1.3: Passaggi per l'autorizzazione alla marcatura CE [3]

Negli ultimi anni le norme riguardanti gli impianti per la distribuzione dei gas medicinali e gli impianti per l'evacuazione dei gas anestetici sono state revisionate.

La UNI EN ISO 7396-1, approvata in aprile 2007 (EN) e recepita in ottobre 2007 (UNI) e riassunta in tabella 1.1, ha come obiettivo le esigenze minime relative alla progettazione, installazione, funzionamento, prestazioni, documentazione, collaudi e messa in opera degli impianti di distribuzione di gas medicinali compressi, gas per strumenti chirurgici e del vuoto medicale. La progettazione include:

- Estensione e ampliamenti di impianti esistenti;
- Sostituzioni di sezioni di impianti esistenti;
- Cambio di destinazione d'uso;
- Sostituzione delle sorgenti di alimentazione;
- Previsione di futuri ampliamenti.

Queste attività sono e devono essere effettuate di concerto con i responsabili della struttura ospedaliera diventando di fatto corresponsabili delle scelte effettuate.

Tabella 1.1: Norme tecniche impianti gas medicali

Argomento	Vecchia normativa	Nuova normativa	Altro
Impianti di distribuzione dei gas medicinali e vuoto	UNI EN 737-3	EN ISO 7396-1	L'UNI ha richiesto e ottenuto un periodo transitorio di due anni oltre i 6 mesi concessi
Unità terminali per gas medicinali e vuoto	UNI EN 737-1	EN ISO 9170-1	
Impianti di evacuazione dei gas anestetici	UNI EN 737-2	EN ISO 7396-2	
Unità terminali per evacuazione gas anestetici	UNI EN 737-4	EN ISO 9170-2	
Dimensioni e assegnazioni degli innesti per unità terminali per gas medicinali compressi e per vuoto	UNI EN V 737-6		Norma sperimentale europea che pone le basi della presa gas medicinale europea, superando le singole norme degli stati membri (UNI, AFNOR, DIN etc.)

Le centrali sono di: gas compressi e/o liquefatti, produzione aria medica, centrali di aspirazione (vuoto). L'ingresso di emergenza è ridenominato "insieme di alimentazione per manutenzione" e si utilizza ogni volta che si svolge manutenzione escludendo solo una delle sorgenti per avere sempre a disposizione almeno due fonti nel caso di un guasto durante le operazioni. Per i serbatoi di gas criogenici o non criogenici, è prevista la possibilità di avere 3 sorgenti anche con 3 serbatoi, mentre per la centrale aria si introduce il concetto di unità di compressione che può essere composto da uno o più compressori; l'unità di compressione costituisce una sorgente di alimentazione. La sorgente di alimentazione di riserva deve essere permanentemente collegata e deve alimentare il sistema in modo manuale o automatico, ma è opportuno precisare che possono essere installate più fonti di riserva, alcune delle quali posizionate nei pressi dei reparti. Il costruttore in collaborazione con l'*Healthcare Facility Management (HFM)* deve determinare la posizione più opportuna dove posizionare la sorgente di riserva affinché sia in grado di alimentare l'intero sistema.

1.1.2. Problematiche rilevanti e obiettivi del lavoro

Focalizzando l'attenzione sulle sostanze chimiche, in particolare sui gas medicinali, i reparti considerati nei quali la gestione del rischio chimico può emergere particolarmente rilevante, sono: il blocco operatorio, le unità di rianimazione e terapia intensiva. L'esposizione degli operatori sanitari all'interno del blocco operatorio è influenzata principalmente dalla presenza o meno di sistemi di evacuazione delle perdite dei gas medicinali, da come viene effettuata l'induzione e il mantenimento dell'anestesia o della terapia farmacologica, dal tipo di macchina e dal sistema di ventilazione e aspirazione presente nel reparto. Infatti, l'esposizione principale, avviene nella sala della terapia intensiva durante l'induzione della somministrazione dell'heliox e nella sala operatoria per i gas anestetici, durante il mantenimento dell'anestesia. In entrambi i casi, le fasi più critiche sono l'intubazione e l'estubazione del paziente. Nelle macchine per la ventilazione e l'anestesia, la quantità di gas che è usata per ventilare e anestetizzare un paziente può superare largamente la necessità del soggetto in cura. Per permettere un'inspirazione ed un'espiazione efficace, riducendo il rischio di un danno polmonare da barotrauma, dal ventilatore deve essere costantemente rimossa una quantità di gas uguale al volume di gas freschi che sono immessi nel circuito [9]. L'inquinamento presente in sala operatoria, deriva principalmente da perdite lungo le linee di distribuzione dei gas medicali o dalle modalità operative, come per esempio l'apertura dei circuiti prima di collegare il paziente prima dell'intervento o della somministrazione del farmaco. In più, nella pratica chirurgica, il personale medico è esposto ai gas anestetici che arrecano rischi alla salute anche nel corso degli anni, tenendo presente che l'anestesia può essere introdotta per: via intravenosa, via inalatoria e impiegando farmaci. Nell'operazione chirurgica, l'anestesia viene mantenuta durante tutta la durata grazie all'ausilio di apposite apparecchiature. Per l'introduzione per via inalatoria e il mantenimento dell'anestesia, si utilizzano sia anestetici gassosi sia liquidi volatili che vengono vaporizzati e inalati o da soli o con il protossido d'azoto o con l'ossigeno [4].

La prevenzione individuale e collettiva resta il tema centrale. Inoltre, è opportuno adottare misure di sicurezza durante l'esecuzione del lavoro poiché si potrebbero formare vapori e/o aerosol che innescherebbero degli incidenti, quali: sovraossigenazione, sottoossigenazione, anossia, stati di confusione e/o sonnolenza, mal di testa, irritabilità, perdita di coordinazione, incendi ed esplosioni. Ma anche danni a lungo termine come: aborti spontanei, danni ai reni e al fegato [5-6]. Negli ultimi anni, c'è stato un miglioramento nel controllo dell'inquinamento causato da gas anestetici nei gruppi operatori, impiegando sistemi di evacuazione dei gas, installazione di sistemi di ventilazione efficaci, all'utilizzo di macchinari per l'anestesia sempre più sofisticati, affiancati ad un'attenta manutenzione e ispezione delle perdite nelle attrezzature e allo sviluppo di procedure e tecniche di anestesia migliori, utilizzando gas anestetici meno dannosi [7].

Alla luce di quanto detto pocanzi, l'obiettivo di questa tesi è quello di individuare lo scenario accidentale che potrebbe verificarsi all'interno della struttura ospedaliera e analizzare la soluzione migliore per mettere in sicurezza, minimizzando i rischi. Per fare ciò, grazie all'impiego dei modelli di fluidodinamica computazionale, si ragionerà sulla posizione più idonea dei sensori che risultano essere degli ottimi strumenti per il controllo dell'area di intervento. I casi studio, scelti per questo lavoro di modellazione, saranno quelli: per l'heliiox che, per la maggior parte, è un gas medicinale impiegato prettamente per un'epidemiologia stagionale per particolari patologie, nella fattispecie nel il reparto pediatrico. Esso è strettamente correlato il rischio di esplosioni, se riscaldato, poiché è un gas sotto pressione; mentre per i gas anestetici, in quanto gas molto utilizzati negli ospedali, sarà utile per la verifica ambientale nel blocco operatorio dove non sono previsti i sensori di monitoraggio, questa assenza ha permesso di studiare e mettere in prima linea la procedura interventistica della direzione medica, dell'ingegneria clinica, degli uffici tecnici impiantistici e del Responsabile del Servizio di Prevenzione e Protezione (RSPP).

1.1.3. Limiti d'esposizione

In Italia, per i valori limite e le metodologie analitiche di controllo inerenti all'esposizione professionale da agenti anestetici, si evidenzia la Circolare del Ministero della Sanità n°5 del 14 marzo 1989 nella quale si precisa "Esposizione professionale ad anestetici in sala operatoria". I valori indicati dalla suddetta circolare sono riferiti al protossido di azoto e corrispondono ai seguenti limiti tecnici (T.L.V. *Threshold Limit Value* e T.W.A. *Time Weight Average*):

- N_2O = 100 ppm (T.L.V. T.W.A.) per la sala operatoria costruita prima del 1989;
- N_2O = 50 ppm (T.L.V. T.W.A.) per la sala operatoria ristrutturata dopo il 1989.

Per quanto riguarda l'esposizione ad anestetici alogenati, la circolare si limita a raccomandare un limite di 2 ppm (T.L.V-Ceiling). Tuttavia, non è stato ancora delimitato un completo profilo tossicologico e, conseguentemente, non sono ancora stati definiti i valori "limite di esposizione". Contestualmente, per una questione cautelativa, è opportuno mantenere i valori di concentrazione ambientale dei gas anestetici entro i livelli più bassi possibili [8]. La delibera regionale Lombardia n°6/47077 del 17 dicembre 1999, considerando le raccomandazioni del NIOSH (*National Institute for Occupational Safety and Health*), fissa il limite guida ambientale: N_2O = 25 ppm (parti per milione) e alogenati < 0,5 ppm limiti che, nell'ospedale preso come oggetto di studio, sono stabiliti e mantenuti nelle sale operatorie dove è presente il sensore.

Per garantire la sicurezza sul lavoro in presenza di anestetici inalati, diversi Paesi hanno stabilito limiti d'esposizione raccomandati, come si denota nella figura 1.4. Nel 1977 NIOSH ha raccomandato che l'esposizione professionale agli anestetici inalati non dovrebbe superare i 2 ppm o N_2O > 25 ppm in un periodo di 1 ora, ossia media

ponderata per la durata dell'esposizione e che le macchine per gas anestetici dispongano di efficaci dispositivi di WAGs (*Waste Anesthetic gases*):[12].

Table 3. Recommended Exposure Limits for Volatile Anesthetics (Daily Exposure Limits in ppm)					
Country	N ₂ O	Halothane	Desflurane	Isoflurane	Sevoflurane
Finland	100	1	10	10	10
Sweden	100	5	10	10	10
Denmark	50	5	5	5	5
Norway	50	0.02	20	2	20
Austria	100	5	-	10	10
Germany	100	5	-	-	-
United Kingdom	100	10	-	50	-
Switzerland	100	5	-	10	-
Belgium	50	50	-	-	-
Spain	50	50	-	50	-
United States (NIOSH)	25 ^a	2 ^a	2 ^a	2 ^a	2 ^a

Figura 1.4: Limiti raccomandati per gas anestetici [12]

In linea con l'idea di tesi, per avere un inquadramento generale dei rischi legati ai gas anestetici e ai diversi studi che sono stati condotti sull'importanza dei sistemi di evacuazione dei gas, si vuole citare uno studio che nel 2014 è stato condotto al fine di valutare il sistema di *scavenging* [10] per controllare le perdite di gas anestetici nelle PACU (*Post Anesthesia Care Unit*) comparando l'esposizione ai WAGs con e senza utilizzare un sistema di evacuazione dei gas anestetici, prendendo visione e quantificando l'esposizione con l'utilizzo della tecnologia a infrarosso. Sono stati valutati 9 pazienti volontari (gruppo "control") che hanno utilizzato "nasal cannula" come rappresentato in figura 1.5, nella quale si denota la fuoriuscita del protossido d'azoto che esce dalla destra della zona di respiro del paziente e 10 pazienti volontari (gruppo "case") che hanno utilizzato la maschera *ISO-Gard Mask* illustrato in figura 1.6, quindi comparando le casistiche senza e con sistema d'evacuazione dei gas anestetici, dove non si denota nessuna fuoriuscita di protossido d'azoto.

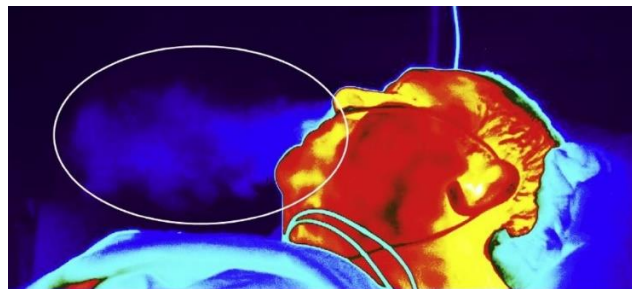


Figura 1.5: Misura gruppo "control"

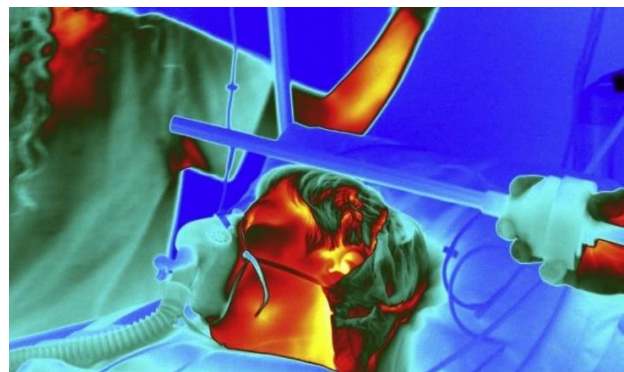


Figura 1.6: Misura gruppo "case"

Nella tabella 1.2 successiva, viene comparata l'esposizione delle infermiere nella PACU al N₂O e al sevoflurano con entrambi i gruppi studio. Le misure sono state effettuate subito dopo il posizionamento del paziente nella PACU a una distanza di circa 15 cm e 91 cm.

Tabella 1.2: Esposizione media dai WAGs degli infermieri

Patient age and sampling probe distance and ppm concentration	Controls		Cases			t-Statistic Calculated	Calculated DF for t Test	Significance	
	Mean (ppm)	SD (ppm)	n	Mean (ppm)	SD (ppm)				n
Age (y)	47.11	23.19	9	40.5	12.34	10	0.7634	12	$P = 0.4613$
N ₂ O: 6 inches (ppm)	69.10	62.77	69	23.99	28.57	86	5.4516	91	$P = 3.13 \times 10^{-7*}$
N ₂ O: 3 feet (ppm)	11.91	5.61	67	7.4	4.61	71	5.1428	128	$P = 9.98 \times 10^{-7*}$
Sevo: 6 inches (ppm)	5.04	5.82	77	1.89	2.01	86	4.5144	93	$P = 1.88 \times 10^{-5*}$
Sevo: 3 feet (ppm)	0.92	0.33	72	0.69	0.3	64	4.2573	134	$P = 3.88 \times 10^{-5*}$

WAGs, waste anesthetic gases; SD, standard deviation; DF degrees of freedom; N₂O, nitrous oxide.
* α is set at 0.05.

Successivamente nella figura 1.7 e 1.8 si rappresentano le concentrazioni di ciascun gas che sono state misurate, in un tempo reale con un intervallo di 4.5 minuti e la media dell'intervallo (*Average Concentration Gas*) a una distanza di 15 cm e 91 cm.

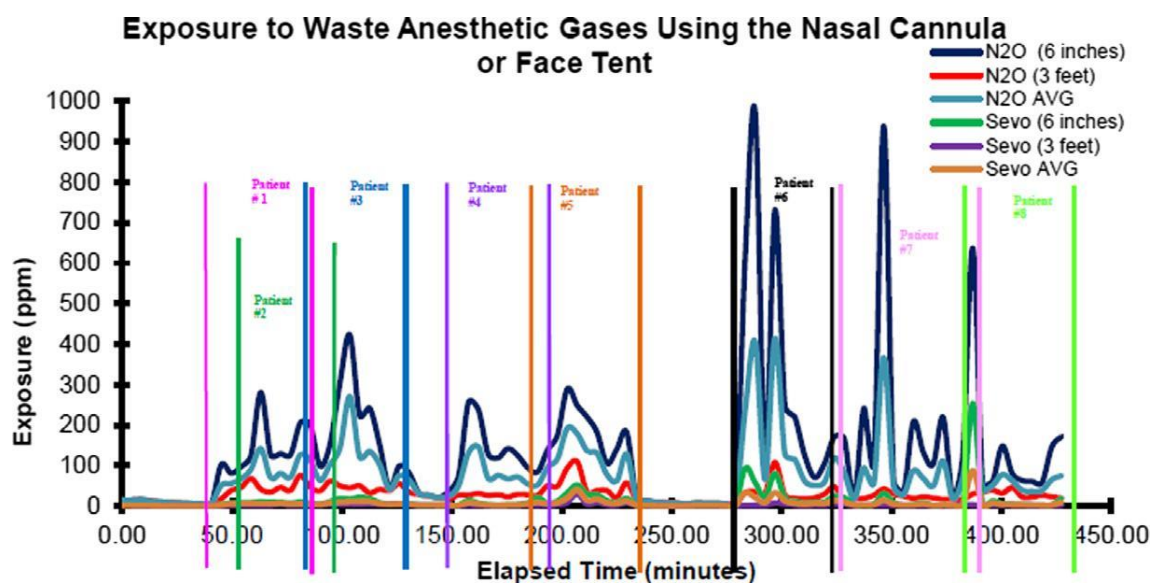


Figura 1.7: Esposizione in tempo reale delle infermiere nella PACU ai WAGs dei gas anestetici emessi dai pazienti del gruppo "control" per un giorno di procedure chirurgiche (427 minuti)

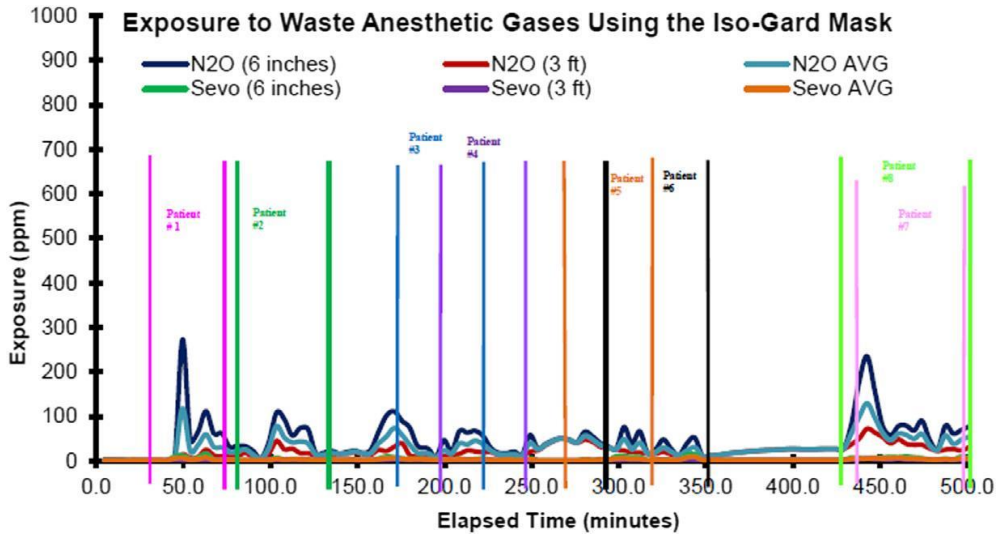


Figura 1.8: Esposizione in tempo reale delle infermiere nella PACU ai WAGs dei gas anestetici emessi dai pazienti del gruppo “case” per un giorno di procedure chirurgiche (500 minuti)

Inoltre, si è valutata anche l’esposizione cumulata in figura 1.9 e 1.10:

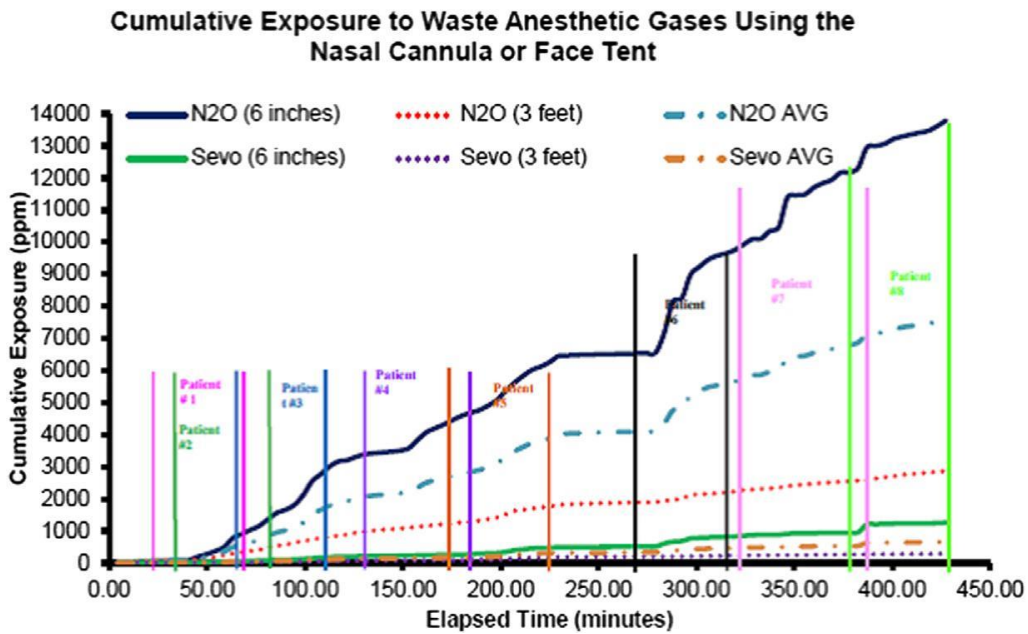


Figura 1.9: Esposizione cumulata in tempo reale delle infermiere nella PACU ai WAGs dei gas anestetici emessi dai pazienti del gruppo “control” per un giorno di procedure chirurgiche (427 minuti)

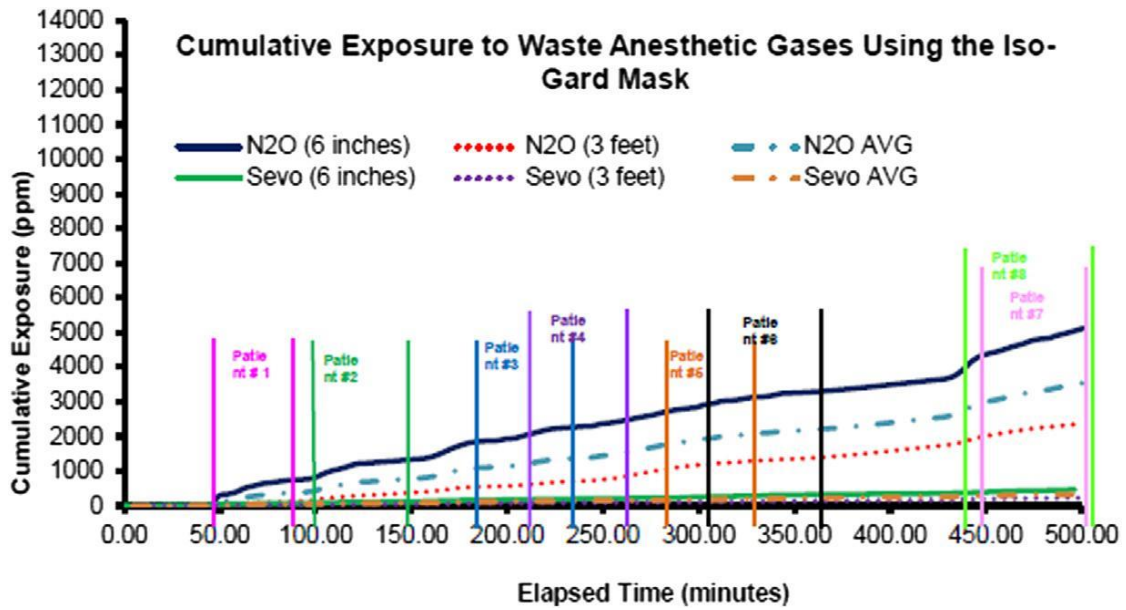


Figura 1.10: Esposizione cumulata in tempo reale delle infermiere nella PACU ai WAGs dei gas anestetici emessi dai pazienti del gruppo “case” per un giorno di procedure chirurgiche (500 minuti)

Come si denota, c'è una differenza significativa tra i due gruppi presi in esame, dimostrando che l'esposizione dei sanitari dipende fortemente dalla presenza o meno dei sistemi di scavenging. Questo strumento è di fondamentale importanza, soprattutto nel blocco operatorio, durante l'induzione e la continuità dell'anestesia in quanto le concentrazioni diminuiscono progressivamente col tempo. Esse sono caratterizzate da un picco nei primi 5 minuti, successivamente, vi è una somministrazione continua dell'anestetico nel tempo, vedere figura 1.11-1.12 [9].

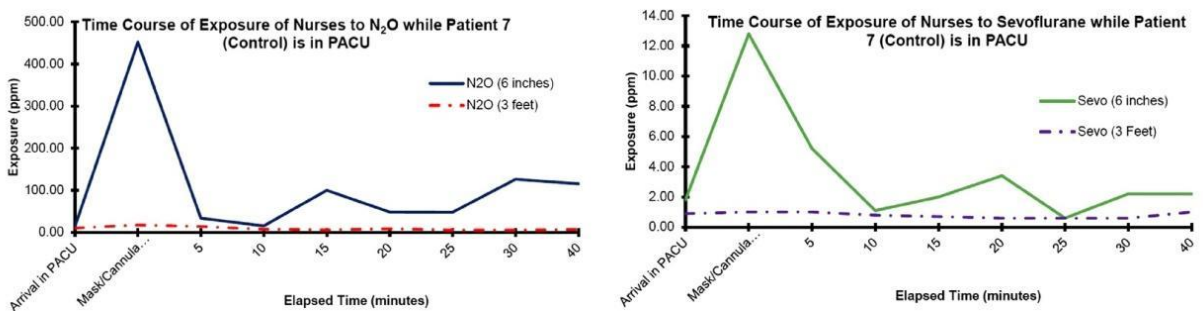


Figura 1.11: Paziente senza il sistema ISO-Gard Mask

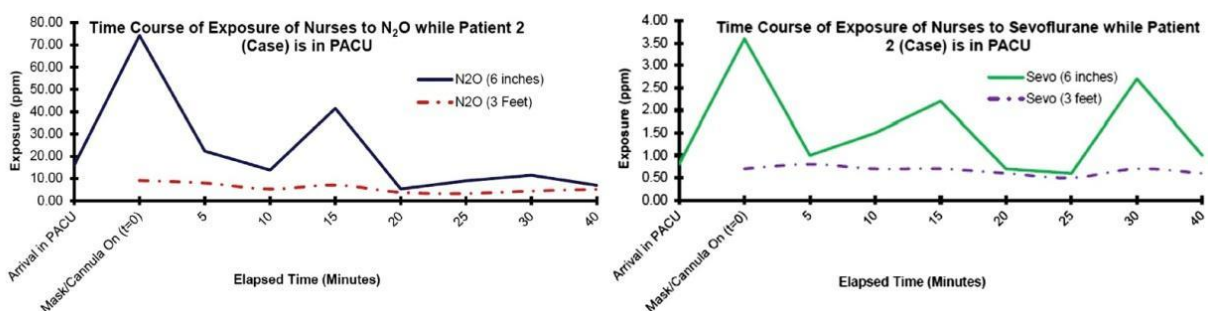


Figura 1.12: Paziente con il sistema ISO-Gard Mask

1.2. Gas Medicali

Per descrivere meglio l'organizzazione delle infrastrutture e della logistica riguardante i gas medicali, in questo capitolo si terrà un inquadramento globale di come opera ASST degli Spedali Civili di Brescia, ma al fine dell'obiettivo di tesi, quello che interessa alla modellazione è il punto finale, ovvero l'unità terminale o le apparecchiature o le bombole che saranno direttamente collegate al paziente critico. Ma in vista di ciò è lecito avere un'idea di come la struttura complessa gestisce e organizza il tutto; pertanto è opportuno sottolineare che la produzione dei gas medicali viene classificata in due categorie:

- Primaria, ovvero si tratta di produzione che parte dalla materia prima diversa dal gas prodotto;
- Secondaria che utilizza il gas prodotto dall'impianto primario come principio attivo e lo confeziona in appositi contenitori di diverse taglie e capacità.

In figura 1.13 si possono vedere due serbatoi di gas medicale stoccati, fuori dall'ospedale, come rete primaria:



Figura 1.13: Serbatoi gas medicale

L'intero processo produttivo è a cura delle strutture sanitarie sotto la responsabilità della farmacia ospedaliera. La qualità dei gas medicinali deve essere garantita fino all'utilizzo da parte dei pazienti. Pertanto, è fondamentale effettuare controlli periodici alle unità terminali del letto dei pazienti. In questo caso il Farmacista Responsabile

(FR) dovrà definirne la frequenza e, di concerto con il Responsabile Tecnico, i punti di controllo. La farmacia dovrà conservare eventuali certificati d'analisi attestanti le modalità di esecuzione e i risultati dei controlli ottenuti, conservando un registro dei controlli dei gas medicinali erogati alle unità terminali per un tempo definito. Il FR delle operazioni di preparazione dei gas medicinali deve assicurarsi che siano state predisposte procedure scritte anche per la convalida e per la riconvalida del processo produttivo e che, il fabbricante del sistema di produzione, abbia individuato i punti critici delle operazioni di preparazione sottoponendo a convalida l'intero processo produttivo, esibendo la relativa documentazione. Inoltre il farmacista responsabile, in collaborazione con il Responsabile Tecnico (RT) della struttura, deve assicurarsi dell'esistenza di un piano per la gestione delle emergenze nel caso in cui venisse a mancare l'erogazione dell'aria medicinale e/o dell'ossigeno. FR e RT in accordo devono implementare la procedura di gestione della non conformità (NC), azioni correttive (AC) e azioni preventive (AP) nella quale viene identificato un team di valutazione delle deviazioni emerse dal sistema di produzione. Il team avrà il compito di analizzare i problemi emersi ed indicare le soluzioni. Il team è composto da: FR, RT e altre figure coinvolte con i gas medicali. Il farmacista responsabile deve assicurarsi che il sistema di produzione sia sottoposto a manutenzione periodica secondo le indicazioni del fabbricante del sistema. Deve conseguentemente essere pianificata un'attività audit, a cura del farmacista responsabile con lo scopo di verificare l'applicazione delle procedure implementate, rilevare errori e non conformità, stabilire AC e AP ed eventuali miglioramenti del sistema audit. La farmacia dovrà conservare eventuali certificati d'analisi attestanti l'esecuzione ed il risultato delle verifiche e conservare un "registro controlli" dei gas medicinali erogati alle unità terminali su cui dovrà annotare tutti i riscontri dei controlli periodici eseguiti nel tempo.

1.2.1. Contenitori, trasporto, aree di stoccaggio e movimentazione dei contenitori mobili

Contenitori

Il gas medicinale viene conservato in:

- **Bombole di gas compressi:** sono resistenti alle pressioni massime di riempimento, tutte le bombole di qualunque volume geometrico o taglia, sono dotate da valvole meccaniche di intercettazione che consentono l'apertura e la chiusura del contenitore. Il raccordo delle valvole è specifico per ogni tipo di gas, in modo da evitare qualsiasi possibilità di collegarsi per il riempimento o il prelievo in maniera erronea. Le valvole sono equipaggiate da sistemi di protezione, denominati cappellotti e protezione a tulipano. Alle valvole di intercettazione viene collegato un sistema di riduzione della pressione, affinché il gas possa essere ricondotto a valori di pressione compatibili con l'uso. Il riduttore può essere separato e collegato alla singola bombola o integrato nella stessa valvola, detta valvola riduttrice integrata che può ulteriormente integrare

un erogatore indicatore di flusso, detta valvola riduttrice flussometrica. È tipicamente impiegata sulle bombole di ossigeno di piccola taglia che sono utilizzate direttamente sui pazienti in terapia presso la propria abilitazione o presso le strutture sanitarie o in situazioni d'emergenza. Esse sono a tutti gli effetti dispositivi medici e perciò devono essere gestite secondo le indicazioni contenute nei manuali dei relativi fabbricanti. Le valvole riduttrici flussometriche consentono ai pazienti un uso sicuro e immediato del gas senza ausilio di riduttori e/o flussimetri. Le bombole possono essere collegate fra loro attraverso tubazioni fisse in pacchi che dispongono di una singola valvola di apertura e chiusura. Pertanto, si considera come una singola bombola di capacità pari alla somma delle capacità delle singole bombole che lo costituiscono. La parte superiore della bombola detta ogiva, viene colorata in base al gas che contiene (gas medicinali e miscele di gas);

- Contenitori criogenici mobili: sono utilizzati per contenere e confezionare ossigeno gas medicale criogenico a basse temperature. Sono costituiti da un contenitore interno a contatto con il prodotto ed uno esterno coassiale con il primo, in acciaio inox. L'intercapedine fra i due contenitori è isolata termodinamicamente con materiale isolante e tenuta sottovuoto. Sono corredati da: sistema di vaporizzazione, flussimetro ed umidificatore per il gas erogato ed indicatore di livello in modo che il prodotto possa essere utilizzato direttamente dal paziente sotto forma gassosa. Talvolta, le unità base sono inoltre corredate da un contenitore portatile che viene collegato alla unità base, per essere riempito direttamente dagli operatori di assistenza o dallo stesso paziente;
- Contenitori criogenici fissi: sono costituiti da un serbatoio interno di acciaio inox, idoneo per le basse temperature, nel quale viene immesso il liquido criogenico medicinale e da un contenitore esterno, chiamato mantello, in acciaio al carbonio. Tra i due contenitori coassiali è stato praticato il vuoto e sono inoltre separati fra loro da un materiale isolante. Ciò permette di evitare elevati rientri termici dall'esterno che porterebbero ad una eccessiva evaporazione del gas medicinale criogenico. Una valvola di sfiato consente il mantenimento della pressione ai valori stabiliti, eliminando il gas che si forma per evaporazione naturale all'interno del serbatoio. I serbatoi sono muniti di valvole accessori che resistono alle condizioni di pressione e di basse temperature, sono inoltre corredati di sistemi di vaporizzazione che consentono all'ossigeno gas medicale criogenico di essere trasformato in gassoso prima di essere convogliato nel sistema fisso di distribuzione delle strutture sanitarie, fino ai pazienti. I vaporizzatori sono apparecchiature statiche costituite da un insieme di tubi allettati, tali da aumentare la superficie di scambio fra l'ossigeno liquido e il fluido utilizzato per l'evaporazione (aria atmosferica o acqua) a seconda del tipo di vaporizzatore. La taglia e la tipologia dell'evaporatore sono dunque direttamente correlate ai consumi previsti del gas medicale. Ogni contenitore

criogenico è dotato di organi di sicurezza a protezione, quali: valvola di sicurezza (PSV) e disco di rottura (DR). Gli evaporatori freddi sono recipienti decisamente sicuri, tuttavia occorre tenere presente che il gas liquefatto a bassa temperatura può generare i seguenti problemi: piccole quantità di gas liquido generano grandi quantità di gassoso che, essendo più pesante dell'aria, tende a portarsi verso il basso; il gas si espande notevolmente nel passaggio da liquido a gassoso, per cui non bisogna mai imprigionare il liquido in una tubazione o in un contenitore senza prevedere l'installazione di una valvola di sicurezza. Il gas liquido, a bassa temperatura, provoca gravi ustioni sulla pelle se entra in contatto con la stessa; la bassa temperatura del gas liquido tende a infragilire numerosi materiali con possibilità di riduzione della resistenza meccanica e portare a uno scoppio, per questo tutte le tubazioni a valle del contenitore devono essere fabbricate utilizzando materiali resilienti quali l'acciaio inossidabile (INOX) o il rame. In ogni caso, a valle di ciascun evaporatore freddo, è inserito un sistema di controllo della temperatura compatibile con gli elementi installati a valle dello stesso. Nella figura 1.14 (a-b) si possono vedere le bombole impiegate da ASST degli Spedali Civili, appena depositate dalla ditta esterna che prevede il rifornimento.



Figura 1.14 (a): Bombole di O₂



Figura 1.14 (b): Bombole vari gas

Trasporto

I gas medicinali, a seconda dello stato fisico in cui si trovano e del tipo di contenitore nel quale sono stati confezionati, devono essere consegnati presso serbatoi fissi delle strutture sanitarie, sono trasportati come liquidi criogenici in apposite autocisterne. È comunque auspicabile che le medesime regole siano osservate anche nei trasporti interni alle strutture ospedaliere. Il trasporto su strada è raccomandato dall'ADR (*Agreement for transport of Dangerous goods by Road*) che definisce, a livello internazionale, le regole per il trasporto di "merci pericolose".

Nell'ADR sono elencate alcune definizioni relative a contenitori utilizzati per i gas medicinali e cioè:

- Bombola: un contenitore pressurizzato trasportabile con capacità massima di 150 litri, la bombola può essere saldata o non saldata. Può essere costruita con l'uso di diversi materiali (acciaio, alluminio, materiale composito);
- Pacco bombole: un gruppo di bombole trasportabili collegate da un collettore e strettamente fissate all'interno di un telaio, con una capacità massima di 3000 litri. Per gas tossici, il volume massimo è di 1000 litri;
- Contenitore criogenico: un contenitore pressurizzato trasportabile e isolato per trasportare liquido criogenico, con una capacità massima di 1000 litri;
- Cisterna: un serbatoio, munito dei suoi equipaggiamenti di servizio e strutturali. Quando il termine è utilizzato da solo comprende i container-cisterna, le cisterne mobili, le cisterne smontabili e le cisterne fisse;

I gas vengono classificati come segue:

- Gas compressi (temperatura critica < -50°C);
- Gas liquefatti (temperatura critica > -50°C);
- Gas liquefatti ad alta pressione (temperatura critica > -50°C e < 65°C);
- Gas liquefatti a bassa pressione (temperatura critica > 65°C);
- Gas liquefatti refrigerati.

Essi sono associati ai seguenti gruppi in funzione delle caratteristiche di pericolosità: gruppo A (asfissiante) e gruppo O (comburenti); di solito si considerano caratteristiche preponderanti quelle di tossicità e infiammabilità.

In ogni caso, gli automezzi dedicati al trasporto dei gas medicinali devono essere equipaggiati con adeguati ancoraggi e protezioni, disporre di dispositivi di sicurezza generali e di dispositivi di protezione individuale, essere muniti di estintori in cabina e nella cellula di carico, disporre di autisti e personale operativo opportunamente formato. Tutti i contenitori di gas medicinale devono essere muniti delle etichettature di legge e devono avere l'evidenza del collaudo periodico a cui devono obbligatoriamente essere sottoposti alla scadenza del periodo di validità previsto per ciascun tipo di gas. I dati del collaudo iniziale e periodico sono riportati sul certificato delle bombole e punzonati sull'ogiva del contenitore. Il certificato deve essere

reperibile presso il proprietario della bombola stessa. È consentito il trasporto di bombole con collaudo scaduto verso l'officina specializzata nel collaudo bombole, indicando chiaramente questa motivazione nel documento di trasporto. Le operazioni di trasporto e travaso devono tenere conto di aspetti rilevanti quali: norme di comportamento stradale; operazioni da effettuare prima e dopo lo scarico delle cisterne tra le quali le prescrizioni di sicurezza, i controlli qualità e la tracciabilità del prodotto; la gestione di probabili incidenti durante il trasporto; istruzioni e procedure operative da attuare durante il travaso presso l'utente; la presenza dei dispositivi di protezione individuale e l'addestramento per il primo soccorso. Nella figura 1.15 (a) si vede come l'autocisterna rifornisce il serbatoio fisso e nella figura seguente (b) come i pacchi bombole vengono trasportati.



Figura 1.15 (a): Rifornamento da autocisterna



Figura 1.15 (b): Trasporto bombole

Aree di stoccaggio

Le aree di stoccaggio (vedi figura 1.16) di contenitori mobili di gas medicinali compressi sono quelli adibiti a: magazzino contenente bombole sfuse non collegate al sistema fisso di distribuzione dei gas centrali e a centrali di erogazione dei gas contenente bombole e/o pacchi bombole direttamente connesse al sistema fisso come fonti (primarie, secondarie o d'emergenza) di erogazione. È opportuno rammentare alcune regole basilari prima di avviare la costruzione che deve ospitare contenitori di

ossigeno e altri gas medicinali. I locali devono essere costruiti al di fuori delle aree residenziali e alle aree dei locali tecnici con le relative distanze: 15 metri da materiali combustibili, depositi materiale combustibile, locali pubblici, ospedali, viadotti, depositi gas combustibili liquefatti o compressi; 7,5 metri da fabbricati con pareti perimetrali incombustibili e resistenti al fuoco; 3 metri da strutture incombustibili e resistenti al fuoco. Tali distanze devono essere valutate caso per caso in relazione alle zone circostanti e alla destinazione d'uso dei fabbricati esistenti, sulla base di una valutazione di rischio dedicata. I locali devono essere: pianeggianti e facilmente accessibili al personale autorizzato; asciutti, freschi, ben areati e privi di sorgenti di calore, puliti e sgombri da materiali estranei; le aree sulle quali sono depositati i singoli contenitori devono essere circoscritte e contraddistinte con il nome del gas stoccato; le bombole piene devono essere separate da quelle vuote; cartelli segnalatori con il richiamo dei rischi e divieti in prossimità dei depositi; le bombole stoccate non devono essere esposte all'azione dei raggi solari direttamente, a temperature $> 50^{\circ}\text{C}$ oppure $< -10/20^{\circ}\text{C}$, poiché l'infragilimento da freddo e l'aumento della pressione per riscaldamento possono avere conseguenze sulla tenuta meccanica del contenitore, a umidità eccessiva o ad agenti chimici corrosivi. Le bombole devono essere protette in modo che nei luoghi di passaggio non possano essere accidentalmente urtate o rovinarsi sopra; inoltre, non devono mai essere collocate dove potrebbero diventare parte di un circuito elettrico. Deve essere vietata la sosta di autoveicoli in prossimità dei depositi in modo che non ci sia impedimento di sorta che possa pregiudicare l'approvvigionamento dei gas medicinali; devono essere rispettate eventuali prescrizioni aggiuntive da parte dei VVFF.



Figura 1.16: Area di stoccaggio

Movimentazione dei contenitori mobili

I pericoli presenti sono: l'equilibrio instabile della bombola; l'alta pressione; l'esposizione al freddo eccessivo e al caldo eccessivo. Le conseguenze risultano essere: cadute incidentali; emissione elevata energia latente; infragilimento da freddo; aumento della pressione nella bombola. A questi rischi si aggiungono anche le caratteristiche chimiche dei gas è quindi indispensabile osservare le prescrizioni di sicurezza indicate sulle schede di sicurezza dei fornitori durante la movimentazione, l'uso e lo stoccaggio delle bombole. Bisogna assicurarsi che:

- Prima della movimentazione le bombole siano sempre provviste dell'apposito sistema di produzione delle valvole;
- Se munite di cappellotti di protezione, questo deve rimanere sempre avvitato, va rimosso solamente durante la messa in uso della bombola;
- Se la bombola dispone di un sistema di protezione fisso, questo non deve mai essere rimosso;
- Le bombole devono essere movimentate con cautela evitando urti tra di loro o con altre superfici;
- La movimentazione deve essere effettuata tramite appositi carrelli anche per tragitti brevi;
- Bisogna utilizzare tutti i DPI appropriati (guanti, scarpe antinfortunistiche);
- Si verifichi il raccordo di uscita del gas in perfetto stato e che non sia sporco di sostanze grasse oppure oleose. È assolutamente vietato lubrificare con oli o grassi valvole, raccordi;
- Si sistemino le bombole sulle rastrelline di ancoraggio per evitare pericolose cadute.

Per quanto concerne l'utilizzo di bombole di ossigeno nei reparti ospedalieri vanno prese in considerazione le bombole con valvola riduttrice flussometrica. Si illustra il procedimento operativo: togliere il sigillo di inviolabilità, controllare la pressione sul manometro per verificare la presenza di gas, collegare alla bombola l'umidificatore la mascherina o gli occhialini di erogazione senza effettuare il collegamento al paziente, aprire la valvola sulla bombola e regolare successivamente il flusso ai valori desiderati, collegare la mascherina di erogazione o gli occhialini al paziente. Dopo l'utilizzo si procede come segue: scollegare la mascherina di erogazione o gli occhialini dal paziente, chiudere la valvola sulla bombola, lasciando fuoriuscire il gas eventualmente presente nel circuito di erogazione, quando non si avverte più la presenza del flusso del gas portare a zero il regolatore di flusso, staccare l'umidificatore, la mascherina o gli occhialini, controllare il manometro per verificare la presenza di gas e riporre la bombola in luogo ritenuto idoneo.

Nella figura 1.17 si vede come l'operatore incaricato rifornisce le bombole dal serbatoio fisso per il reparto, impiegando le giuste misure di sicurezza e gli opportuni DPI e in

figura 1.18 come vengono disposte successivamente tutte le bombole prima dello stoccaggio.



Figura 1.17: Rifornamento da serbatoio



Figura 1.18: Sicurezza per il deposito delle bombole

1.2.2. Sistemi di distribuzione

Un sistema centralizzato è costituito essenzialmente da una fonte di alimentazione, detta centrale di erogazione, da una rete di distribuzione, da unità terminali dette anche prese di utilizzo (alloggiate in travi testa-letto, in colonne pensili o a muro) e da sistemi di controllo e allarme. Con l'entrata in vigore del D.lgs. 46/97 i sistemi per la distribuzione dei gas medicinali all'interno delle strutture sanitarie, sono considerati Dispositivi Medici (DM). Ciò è confermato dal Regolamento UE 2017/745. Gli impianti di distribuzione dei gas medicinali, del vuoto (IDGM) rientrano nella definizione dei dispositivi medici confermato da *"Cordination of Notified Bodies Medical Devices"*. È importante sottolineare che, anche le modifiche degli impianti di distribuzione dei gas medicinali, del vuoto e dei gas anestetici già esistenti, sono soggetti a marcature CE. A tale proposito, ISO e CEN hanno emanato una serie di Norme Tecniche Specifiche (NTS) che rappresentano lo stato dell'arte garantendo il miglior compromesso tecnologico fra i criteri di sicurezza e di economia, imponendo i seguenti obiettivi generali: garanzia della qualità del gas nei punti di utilizzo (per qualità si intende come qualità Farmacopea dei gas e come prestazione conforme alle richieste di portata e pressioni preventive in fase di progettazione), la continuità di erogazione anche in condizioni di singolo guasto, la sicurezza dei pazienti, medici, operatori sanitari e visitatori. In figura 1.19 è visibile l'impianto dei gas medicali prima (a) e dopo l'installazione (b).



Figura 1.19 (a-b): Sistema di distribuzione

Gli IDGM sono progettati e realizzati con l'obiettivo di rendere agevole e sicuro l'utilizzo dei gas medicinali all'interno delle strutture ospedaliere per pazienti e operatori professionali. In particolar modo nel blocco operatorio e nelle terapie intensive, dove l'uso dei gas medicinali è particolarmente intenso. Una particolare attenzione va posta sulla figura del Fabbricante del Sistema e sui compiti e relative

responsabilità della struttura sanitaria delle diverse fasi di progetto, realizzazione e verifiche e prove finali del sistema di distribuzione fisso. La UNI EN ISO 7396-1 pone particolare attenzione alla progettazione, installazione e gestione della centrale di alimentazione al fine di consentire la continuità di erogazione dei gas medicinali anche in condizioni di guasto di uno dei componenti. In collaborazione con il fornitore del gas medicinale, si definisce il dimensionamento sulla base dei seguenti elementi: idoneità e le dimensioni dei locali disponibili e delle aree da destinare allo stoccaggio; ubicazione della struttura sanitaria rispetto a quella del fornitore del gas medicinale le condizioni ambientali e viabilità nelle varie ore del giorno, nei vari giorni del mese e nei vari periodi dell'anno; la probabilità di accadimento di eventi eccezionali non ragionevolmente prevedibili (alluvioni, terremoti o scioperi dei trasporti). In funzione del consumo orario (m^3/h) si ricava la capacità del serbatoio criogenico per assicurare un'autonomia tra 15 e 35 giorni per la sorgente primaria e il numero di bombole necessarie tra 36 e 72 ore sia per la sorgente secondaria che di riserva. La frequenza di rifornimento minima di almeno 15 e massimo 35 giorni ha lo scopo di ridurre la probabilità che eventuali condizioni avverse quali eventi naturali o scioperi, pregiudichino il rifornimento e di conseguenza la continuità di erogazione della sorgente primaria e dall'altra dal fatto che il gas allo stato liquido è soggetto ad evaporazione naturale. L'evaporazione comporterebbe un indesiderato incremento di pressione all'interno dello stoccaggio, per evitare questo scenario gli stoccaggi sono dotati di valvole di sicurezza e sfiori che mantengono la pressione nei limiti previsti evacuando l'eccesso dei gas evaporato in atmosfera con conseguente perdita di prodotto. La sorgente secondaria è per sua natura una sorgente che normalmente non viene utilizzata, è usuale quindi la scelta di stoccaggio in bombole, dal momento che con uno stoccaggio liquido perderebbero il contenuto per lenta evaporazione. La frequenza di sostituzione delle bombole della sorgente secondaria e di riserva tra 36 e 72 ore è giustificata dalla valutazione del tempo tipicamente necessario per il ripristino della sorgente primaria. Il dimensionamento deve tenere conto di eventuali futuri maggiori consumi di gas medicinali che potrebbero richiedere un incremento di capacità del serbatoio criogenico o l'installazione di serbatoi aggiuntivi. In figura 1.20 si vede come l'operatore esegue le prove delle perdite sulla nuova installazione dell'impianto, appena fuori dal reparto.



Figura 1.20: Prova delle perdite di una nuova installazione

Ai sensi della circolare del Ministero dell'Interno 99/1964, gli stoccaggi devono essere collocati all'aria libera o installati in apposito locale costruito con materiale incombustibile, adeguatamente ventilato. Eventuali muri tagliafuoco di altezza adeguata potranno essere prescritti per la protezione della centrale e delle sue sorgenti di alimentazione. Per le operazioni di travaso dei gas medicinali in fase liquida deve essere prevista un'area di scarico adiacente alla piazzola, ovviamente quest'ultima deve avere caratteristiche di incombustibilità, non porosità ed essere realizzata in cemento armato. Sono da evitare i masselli prefabbricati autobloccanti in cemento vibro compresso. Nell'area non devono essere presenti tombini o bocche di lupo collegati alla rete fognaria o ad altri locali confinati. La copertura delle centrali dovrà essere realizzata con materiale leggero e incombustibile, è consigliabile l'utilizzo di lastre di fibrocemento o pannelli in lamiera isolata termicamente. Le travi di soletta dovranno essere realizzate in c.a. in modo tale da evitare che le eventuali schegge vengano proiettate verso l'alto.

La rete fissa di distribuzione può essere realizzata attraverso due tipici sistemi di riduzione della pressione: monostadio e doppio stadio. Nel primo caso la riduzione della pressione fino a 3,5-4 bar è realizzata utilizzando un unico regolatore ubicato nella centrale di decompressione; nel secondo caso viene effettuata una prima riduzione a 8-9 bar nella centrale di decompressione e successivamente una ulteriore riduzione a 3,5-4 bar operata da una serie di riduttori ubicati normalmente in prossimità delle unità terminali che sono alimentate. Quello a monostadio presenta apparentemente una maggiore semplicità: un solo riduttore in pressione montato in centrale e un secondo riduttore in by-pass che potrà essere utilizzato in caso di guasto o di manutenzione del primo. Un sistema di questo tipo comporta, da un punto di

vista teorico, minori rischi di guasto e minori costi di manutenzione. D'altro lato la distribuzione monostadio ha inconvenienti di non poco conto quali:

1. Progetto e dimensionamento delle tubazioni diventano complicati e molto delicati, dato che dipendono da fattori che occorrerà definire a priori come: percentuale media di utilizzazione, precise portate di gas diversi e alle diverse utenze, perdite di carico nel circuito;
2. Garanzia di un valore costante di pressione alle prese di erogazione, partendo da una riduzione unica, comporta la scelta di diametri delle tubazioni differenti a seconda della ramificazione interessata;
3. Le tubazioni necessitano di diametri maggiori rispetto a quelli utilizzati per il sistema a doppio stadio;
4. Consente poca elasticità nei confronti di modifiche o di ampliamenti delle utenze: occorre un nuovo progetto che possa identificare un punto più opportuno per raccordare nuovi utilizzi o modificare quelli esistenti. Spesso è difficile individuare questo riferimento in prossimità dei nuovi punti di utilizzo e pertanto la modifica diventa notevolmente onerosa.

La distribuzione a doppio stadio risulta essere vantaggiosa per:

1. Maggior stabilità della pressione a tutte le utenze, indipendentemente dalla distanza della centrale di erogazione e dal relativo tasso di utilizzo;
2. Possibilità di ottenere pressioni finali in funzione delle richieste delle singole apparecchiature di utilizzo: 5-8 bar per alcuni apparecchi e 4-5 bar per altri;
3. Grande facilità di estensione della rete senza eccessivi problemi.

Nella casistica a monostadio si avrà un costo più elevato delle tubazioni in opera e delle valvole di intercettazione, mentre nel doppio stadio si evidenzierà un maggiore costo nei riduttori di pressione. La rete di distribuzione verticale è costituita da montanti che attraversano i padiglioni dell'ospedale, mentre uno stesso riduttore di secondo stadio alimenta più servizi. La distribuzione orizzontale può alimentare ciascun reparto sullo stesso piano con il medesimo riduttore di secondo stadio. È evidente il vantaggio pratico di alimentare con uno stesso riduttore un solo reparto o servizio.

In merito alle tubazioni, esse devono essere identificate con le targhette convenzionali e con l'indicazione del verso del flusso. Gli spurghi e gli scarichi delle valvole di sicurezza devono essere convogliati in luoghi non pericolosi per il personale e per l'impianto. Le tubazioni che convogliano gli scarichi devono essere preferibilmente in rame. Si consiglia di non installare le canalizzazioni di gas medicinali in punti dove possano essere sottoposte a temperature inferiori di 5°C al punto di rugiada alla pressione di esercizio. I supporti delle tubazioni devono essere installati a intervalli tali da evitare distorsioni o piegature e in maniera tale che non possano cadere in caso di incendio. Le valvole di intercettazione hanno la funzione di intercettare ed isolare sezioni della rete di distribuzione e si dividono in: sorgenti di alimentazione,

principale, montante, ramo di tubazione, area, anello, per attività di manutenzione e ingresso. L'ubicazione delle valvole di intercettazione e l'estensione dell'area servita da ogni valvola di intercettazione deve essere definita dal fabbricante, attraverso un'analisi dei pericoli e dei relativi rischi, in collaborazione con i responsabili della struttura sanitaria. Tutte le valvole devono essere identificate e vanno indicati i rami di tubazione o le aree controllate, tali indicazioni devono essere solidali con ciascuna valvola e all'interno del quadro delle valvole e devono essere chiaramente visibili. Su ogni sorgente di alimentazione deve essere installata una valvola di intercettazione:

- A valle per i gas compressi;
- A monte per il vuoto.
- Subito a monte del punto di alimentazione da utilizzare in caso di interventi di manutenzione.

Infatti, le valvole di intercettazione di servizio sono utilizzate quando si devono effettuare interventi di manutenzione ordinaria e straordinaria e servono per:

- Intercettare montanti;
- Intercettare l'anello;
- Intercettare rami di tubazioni.

Devono essere utilizzate da personale autorizzato e non essere accessibili a persone non autorizzate. Ogni montante deve essere provvisto di una valvola di intercettazione di collegamento alla linea principale, mentre ogni ramo deve essere provvisto di valvola di collegamento:

- Al montante;
- Alla linea principale.

Le valvole di intercettazione di area devono essere situate sullo stesso piano delle unità terminali intercettate e devono essere collocate in un quadro con pannello o porta di copertura che riportano a un rapido accesso di emergenza; i quadri devono essere ventilati per prevenire l'accumulo dei gas. Per le reti di distribuzione del vuoto e/o di aria e azoto per alimentare strumenti chirurgici, deve essere previsto a valle di ogni valvola di intercettazione d'area, un punto di alimentazione da utilizzare in caso di emergenza e per il servizio di manutenzione. Il punto di alimentazione per emergenza e manutenzione deve essere gas-specifico.

I riduttori di pressione (vedi figura 1.21) sono apparecchiature la cui funzione è quella di ridurre e mantenere una pressione costante del gas, partendo da una pressione più elevata e variabile. Il principio di funzionamento si basa sull'equilibrio di forze sulla cosiddetta membrana di superficie. Ai riduttori di pressione sono accoppiati i manometri per la misura e il controllo della pressione e i flussimetri per la misura e il controllo delle portate. I materiali metallici e non metallici con cui i riduttori sono costituiti, devono essere compatibili con il gas specifico nelle condizioni di utilizzo. È importante che il costruttore effettui una serie di test che simulino le condizioni di

funzionamento del riduttore in condizioni limiti e in particolare il test di “compressione adiabatica”.



Figura 1.21: Riduttori di pressione

Le unità terminali (vedi figura 1.22) sono punti fissi o mobili di un IDGM sui quali si opera per alimentare i pazienti attraverso specifiche apparecchiature. Poiché un errato collegamento può mettere in pericolo la vita del paziente, è importante che le unità terminali e i loro componenti siano progettati, realizzati e installati in modo da poter assicurare l'impossibilità di scambio fra loro, in modo da salvaguardare la specificità del gas e la non interscambiabilità. Quindi particolare attenzione viene posta: alle caratteristiche costruttive, le prestazioni e i collaudi; scelta dei materiali e la pulizia; all'identificazione e alla marcatura ai fini della direttiva sui dispositivi medici; alla manutenzione.



Figura 1.22: Unità terminale

I sistemi di allarme si distinguono 4 principali caratteristiche con differenti scopi: allarmi operativi, allarmi operativi di emergenza, allarmi clinici di emergenza, segnali informativi. Lo scopo degli allarmi operativi è notificare al personale tecnico la richiesta di un intervento immediato da parte del personale tecnico per esempio a causa di una pressione anomala nella rete di alimentazione. Gli allarmi operativi d'emergenza richiedono un intervento immediato dal personale, per esempio a causa di una pressione anomala nella rete di distribuzione. Gli allarmi clinici di emergenza richiedono un intervento immediato sia da parte del personale tecnico che del personale clinico, per esempio a causa di una ridotta o mancata erogazione di gas all'unità terminale. Lo scopo dei segnali informativi è indicare lo stato normale di funzionamento dell'IDGM.

Per manutenzione si intende il complesso di operazioni che devono essere eseguite su un sistema finalizzate al mantenimento e alla conservazione delle caratteristiche originali per le quali era stato progettato e realizzato (efficienza e funzionalità). Gli obiettivi del servizio di manutenzione sono: mantenere strutture, macchine, impianti o attrezzature in grado di funzionare nelle condizioni stabilite; conservarne il patrimonio per l'intera vita utile; garantire la sicurezza del personale e la tutela dell'ambiente; effettuare il servizio richiesto con la massima economicità. In un impianto di gas medicinali si privilegia la continuità del corretto esercizio rispetto a scelte di convenienza economica. Da tutto ciò si evince che c'è un preciso obbligo a carico del fabbricante il quale deve fornire tutte le informazioni necessarie riguardanti i contenuti della stessa al fine di una corretta gestione del dispositivo, pertanto il fabbricante deve fornire informazioni, istruzioni e avvertenze in modo che il dispositivo conservi nel tempo i requisiti essenziali di sicurezza nella propria specifica destinazione d'uso (D.lgs. 81/08). La linea guida UNI 11100:2017 rappresenta un valido riferimento per coloro che sono interessati al servizio di manutenzione degli stessi, indicando la periodicità delle verifiche da effettuare. Alcuni interventi di

manutenzione devono essere effettuati “a guasto” o “a rottura”. È opportuno che i responsabili della struttura sanitaria emettano una specifica procedura per la gestione del rischio di un intervento di questo tipo che potrebbe comportare un blocco dell'erogazione dei gas o del vuoto. Per una valutazione inerente per gli aspetti economici, è opportuno elaborare una funzione costo (C_{tot}) e valutare per quali parametri il costo totale è minimo. La funzione è rappresentata come il prodotto lineare dei seguenti parametri:

$$C_{tot} = C_{ie} \cdot P \cdot C_{ip} \cdot R \quad (1.1)$$

dove C_{ie} : costo intervento di emergenza; C_{ip} : costo intervento preventivo; P : probabilità di guasto; R : affidabilità dell'impianto.

1.3. Casi studio

Nel contesto ospedaliero, preso in oggetto, sono presenti degli scenari particolari che hanno portato allo studio del presente lavoro di tesi.

Nel dettaglio si analizza: lo stoccaggio scorretto delle bombole di heliox e la mancata presenza dei sensori di gas anestetici in alcuni blocchi operatori. La scelta di studiare questi due contesti è stata quella di fornire delle manovre di prevenzione e delle procedure di sicurezza per l'ospedale in caso di dispersione accidentale. Come detto precedentemente, lo stoccaggio delle bombole deve essere situato in un luogo protetto e lontano da ogni ostacolo poiché potrebbero essere molteplici gli incidenti possibili, infatti, tra le ipotesi discusse durante il tirocinio c'era quella di progettare un sito più idoneo per lo stoccaggio e facilmente raggiungibile dal personale sanitario. Mentre, per quanto concerne i gas anestetici si considera che, agli Spedali Civili di Brescia, solamente alcuni blocchi operatori di medicina generale dispongono dei sensori di gas anestetici; infatti lo scopo di questa seconda simulazione è studiare l'andamento dei gas anestetici in un blocco operatorio sprovvisto di sensoristica, per poi collocare gli idonei sensori cosicché, in caso di fuga di gas anestetico, si potrà monitorare l'ambiente con opportuni sistemi di evacuazione e d'allarme. La simulazione viene fatta considerando che la dispersione avvenga durante un intervento chirurgico, quindi, i soggetti coinvolti che saranno a rischio della dispersione saranno: medico chirurgo, assistente del capo chirurgo, medico anestesista, infermiere di sala operatoria, strumentista e paziente. Pertanto, nei paragrafi successivi si metteranno in luce le caratteristiche dei gas scelti per queste modellazioni.

1.3.1. Heliox

Dalla scoperta dell'elio nel 1868, esso ha trovato numerose applicazioni nell'industria e nella medicina. La sua bassa densità rende l'elio potenzialmente prezioso nelle applicazioni per la cura delle vie respiratorie, per ridurre il lavoro di respirazione, migliorare la distribuzione della ventilazione, ridurre il volume minuto richiesto, migliorare l'erogazione di aerosol e lo stridore post-tubazione. L'insegnamento tradizionale della fisiologia respiratoria presuppone che il gas respirato sia l'aria. Le applicazioni dell'elio nelle vie respiratorie sono legate alle sue proprietà fisiche e non a quelle chimiche. Essendo un gas inerte, l'elio non è reattivo con i tessuti del corpo. Inoltre, è relativamente insolubile nei fluidi corporei [13]. Negli ultimi vent'anni l'heliox è stato promosso in molti dipartimenti di emergenza pediatrica e unità di terapia intensiva, per il trattamento di neonati e bambini con disturbi e lesioni delle vie aeree sia superiori che inferiori. I modelli di flusso d'aria nel sistema polmonare sono il prodotto delle condizioni fisiche delle vie aeree, ad esempio: diametro, forma anatomica, ramificazione e levigatezza del rivestimento delle vie aeree e della composizione del gas inalato. Il flusso d'aria nella periferia polmonare è principalmente laminare a causa dell'ampia superficie trasversale attraverso la quale il gas scorre. Al contrario, il flusso d'aria nelle vie aeree superiori più grandi è turbolento, con un flusso relativamente elevato e un'area di superficie trasversale relativamente piccola [14].

La miscela elio-ossigeno (heliox) è stata raccomandata per l'uso clinico fin dal 1934 e le applicazioni cliniche sono sempre più numerose. Dal 1934, quando Barach riportò per la prima volta l'utilizzo clinico dell'elio, i medici si sono trovati a dover improvvisare, inventare e creare sistemi di somministrazione per l'elio e la miscela elio-ossigeno, utilizzando componenti che non erano in grado di garantire la sicurezza del paziente. Sebbene l'heliox abbia un notevole potenziale di beneficio per i pazienti in vari contesti, il successo della terapia con heliox dipende dai metodi e dai dispositivi utilizzati. L'innovazione è stata fondamentale per introdurlo nella pratica clinica, ma la pratica di modificare i dispositivi disponibili in commercio per farli funzionare al di fuori dei vincoli di progettazione crea notevoli rischi e responsabilità per il paziente, il medico e l'azienda stessa.

I rischi includono principalmente l'anossia tramite la somministrazione inavvertita di elio al 100% e la somministrazione di un volume polmonare pericolosamente elevato, questo perché i flussimetri progettati per misurare il flusso di aria o di ossigeno forniscono letture errate con l'elio [15].

In figura 1.23 si vede la bombola heliox in un deposito non idoneo e a rischio, con uno scorretto uso e posizionamento del sensore di ossigeno.



Figura 1.23: Bombola heliox

Come applicazioni all'interno dell'U.O. Anestesia e Rianimazione Pediatrica: *Precision Flow Heliox* è un sistema di terapia respiratoria progettato per umidificare e riscaldare i gas respiratori provenienti da una sorgente esterna per la somministrazione di miscele di elio-ossigeno a pazienti neonati/lattanti, pediatrici.

Questo apparecchio riscalda e umidifica una miscela di Heliox (79%) e Ossigeno (21%) per valori di flusso che vanno da 1 a 40 litri/minuto. Heliox viene erogato attraverso un sistema di cannule nasali collegate ad una cartuccia scambiatrice di calore ad alto flusso-high flow (contrassegnata da tappi blu erogante 5-40 litri/minuto) o basso flusso-low flow (dotata di tappi rossi erogante 1-8 litri/minuto).

Heliox è utilizzato comunemente in pazienti con:

- Malattie caratterizzate da aumentata resistenza delle vie aeree (bronchioliti, asma, stridore da post estubazione, compressione delle vie aeree, ostruzione delle vie aeree)
- Uno o più dei seguenti sintomi: distress respiratorio da lieve a moderato, ipossiemia, ipercapnia, tachipnea, uso dei muscoli accessori, gemito espiratorio, alitamento delle pinne nasali, apnea breve e bradicardia (neonato).
- Diagnosi che possono trovare giovamento all'utilizzo di Vapotherm; *ARDS (Acute Respiratory Distress Syndrome)*, bronchiolite virale, polmonite, asma acuto grave, cardiopatie congenite, ipertensione polmonare, displasia broncopolmonare, svezzamento da VAM (ventilazione meccanica) invasiva e non invasiva.

Per il corretto utilizzo di Precision Flow Heliox occorre: acqua bidistillata 500 ml, cartuccia scambiatrice di calore, linea/deflussore monouso dell'acqua, tubo di erogazione al paziente, cannule "Heliox". Successivamente si procede con l'assemblaggio seguendo i seguenti steps (vedi rappresentazione in figura 1.24):

1. Appendere il gancio del contenitore dell'acqua sterile sul supporto a rotelle;
2. Collegare l'unità al supporto a rotelle approvato da VapoTherm;
3. Collegare i tubi di ingresso ossigeno e aria agli ingressi corretti;
4. Collegare ossigeno e aria alle prese a parete;
5. Rimuovere i tappi di gomma della cartuccia scambiatrice;
6. Inserire la cartuccia nella linea monouso dell'acqua;
7. Collegare il tubo di erogazione alla linea monouso dell'acqua;
8. Aprire lo sportello;
9. Fare scorrere il circuito mono-paziente verso il basso nella stazione di attacco con il tubo di erogazione rivolto verso il basso;
10. Chiudere lo sportello;
11. Aprire il collegamento al contenitore di acqua sterile;

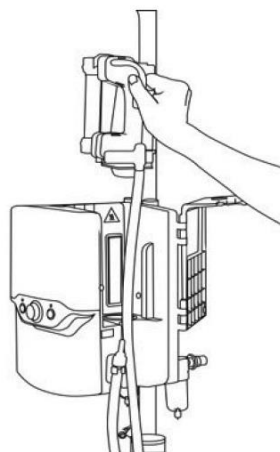
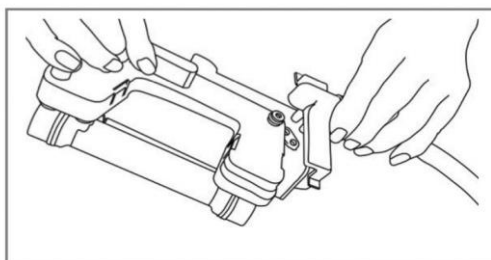
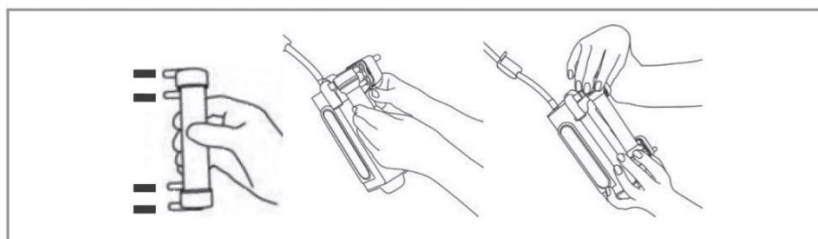


Figura 24: Allestimento circuito

Con VapoTherm Precision Flow devono essere utilizzate esclusivamente cannule VapoTherm (correlazione nella figura 1.25).

Misure	Range di flusso	Diametro esterno punta
Prematuro	1-8 L/min	1,5 mm
Neonato	1-8 L/min	1,5 mm
SOLO (beccuccio singolo)	1-8 L/min	1,9 mm
Lattante	1-8 L/min	1,9 mm
Lattante intermedio	1-8 L/min	1,9 mm
Pediatrico piccolo	1-20 L/min	1,9 mm
Pediatrico/Adulto piccolo	5-40 L/min	2,7 mm
Adulto	5-40 L/min	4,8 mm

SCELTA DEL FLUSSO:			
Età	Peso	Cannule	Flusso iniziale tipico
0 - 30 giorni	<4 kg		4-5 L/min
1 mese - 1 anno	4-10 kg		5-8 L/min
1 - 6 anni	10-20 kg		5-10 L/min
6 - 12 anni	20-40 kg		10-14 L/min
12 - 18 anni	>40 kg		12-16 L/min

Esclusione di responsabilità: Le portate e la FIO₂ proposte hanno carattere indicativo. I valori effettivi devono essere determinati in base alle specifiche esigenze del paziente e a discrezione del medico.

Figura 1.25: Istruzioni cannule e flusso

Per l'avvio del dispositivo, è necessario collegare il contenitore di acqua sterile al circuito. Dopo aver effettuato il collegamento e aver aperto il tubo di ingresso dell'acqua rimuovendo il morsetto, controllare che l'acqua scorra nel circuito mono paziente. Attendere circa 90 secondi prima di premere il pulsante Funzionamento/Standby. Non è necessario eseguire alcun test in quanto il dispositivo all'accensione esegue un autotest automatico; se tutte le verifiche hanno esito positivo, l'apparecchio passa in modalità funzionamento. Vengono quindi visualizzati 3 parametri:

- Flusso;
- Temperatura;
- Percentuale di ossigeno.

Dopo aver impostato i parametri, è possibile collegare il circuito al paziente. Il circuito paziente è rimovibile ed usa e getta, da sostituire dopo 30 giorni. La batteria si ricarica in 2 ore. La batteria interna mantiene il flusso per 15 minuti senza collegamento a cavo elettrico.

1.3.2. Gas Anestetici

La sala operatoria (raffigurata in figura 1.26) è un ambiente di lavoro ad alta tecnologia condiviso da più figure professionali abili e competenti che interagiscono tra loro per un fine comune: la salute del paziente assistito in sicurezza. Per sicurezza, in sala operatoria, si intende quell'insieme di tecniche e di comportamenti atti a diminuire tutti i fattori di rischio per l'operatore e per il paziente. Uno degli aspetti più rilevanti connessi ai rischi è senza dubbio la qualità dell'aria, nell'equilibrio di alleanze formanti un valido team di lavoro impegnato alla riduzione del rischio. Lo scopo del servizio è il controllo dei parametri, legalmente e progettualmente normati, negli ambienti a contaminazione controllata a tutela della salute di operatori e pazienti.

Perciò, all'impiego dei gas anestetici nel gruppo operatorio, è associato il loro potenziale di aerodispersione che, il personale addetto all'attività chirurgica, pur inalando una quantità di gas inferiore al paziente, è comunque soggetto alle esposizioni prolungate nel tempo e ripetute. Pertanto, vi è la necessità di uno *screening* programmato per un monitoraggio e una valutazione ambientale in tutti i gruppi operatori del nosocomio. Il blocco operatorio è composto in genere da un insieme di locali collegati tra loro che consentono progressivamente di entrare, attraverso ambienti sempre più sterili, nella sala operatoria vera e propria [9]. Pertanto, la sicurezza all'interno di quest'ultima è direttamente collegata alla presenza nell'aria dei gas anestetici. L'impiego di queste sostanze comporta un potenziale rischio di inquinamento dell'aria nell'ambiente, con la conseguente esposizione dei lavoratori frequenti a sostanze nocive per la salute. La sala operatoria è un ambiente a contaminazione controllata e classificato ISO 5 (interventi chirurgici e complessi), ISO 7 (interventi chirurgici senza impianto di materiale estranei), ISO 8 (interventi semplici di breve durata) secondo la classificazione fatta dalla norma UNI EN ISO 14644-1 che determina il livello di pulizia dell'aria da particelle contaminanti in funzione del livello di rischio che l'attività chirurgica svolta comporta. Su questo livello intervengono diversi fattori, come:

- Cattiva aderenza della maschera facciale al viso del paziente;
- Perdite verificatesi nell'impianto di erogazione dei gas;
- Malfunzionamento dei ventilatori polmonari (ad esempio per perdite dai raccordi o dai tubi);
- Cattivo funzionamento dell'impianto di evacuazione di gas;
- Inefficienza o malfunzionamento dell'impianto di ventilazione e condizionamento dell'aria;

L'applicazione all'interno del blocco operatorio: per prevenire l'inquinamento e l'esposizione professionale, l'ISPESL (Istituto Superiore per la Prevenzione e la Sicurezza del Lavoro) fornisce delle linee guida che risultano essere:

- Utilizzare agenti anestetici a minore tossicità o ricorrere a procedure anestesiolgiche che non utilizzano anestetici per inalazione;
- Privilegiare una ventilazione a circuito chiuso;
- Controllare costantemente la tenuta dell'intero gruppo anestesiolgico e dei sistemi di evacuazione dei gas anestetici;
- Evitare, se possibile, l'erogazione di anestetici con maschera facciale;
- Monitorare le condizioni in sala operatoria con una certa periodicità.

Il microclima di una sala operatoria è mantenuto entro un certo range di parametri che caratterizzano le condizioni di benessere e comfort ambientale, assicurando:

- Temperatura: tra 20°C e 24°C;
- Umidità relativa: tra 40 e 60%;

- Ricambi d'aria: 15 volumi/h per impianti nuovi e 8 volumi/h per impianti già esistenti;
- Filtrazione assoluta: < 99,97%;
- Pressione relativa: gradiente positivo.

È quindi fondamentale il rilievo delle concentrazioni che potrebbero essere eseguiti in punti differenti all'interno della sala operatoria. Ad esempio: vicino al primo chirurgo, vicino all'anestesista e fuori dal campo operatorio sul lato opposto all'apparecchio con il quale si somministra l'anestesia. Di una importante rilevanza sono: l'impianto di eliminazione ed evacuazione dei gas anestetici, l'impianto di condizionamento e la tecnologia ibrida tra i due (impianto di condizionamento e impianto di evacuazione). I problemi che si potrebbero riscontrare in queste situazioni possono essere:

- L'impianto di condizionamento non funzionante o insufficiente;
- L'impianto funzionante, ma non comporta il giusto numero di ricambi d'aria;
- Assenza dell'impianto di evacuazione dei gas anestetici;
- La manutenzione degli apparecchi risulta essere inadeguata con conseguenze di perdite dai sistemi di alta o bassa pressione;
- Non esiste una corretta e buona aderenza della maschera con il viso del paziente.



Figura 1.26: Sala operatoria

Nelle figure 1.27 (a-b) successive si notano le componenti principali dell'impianto di gas anestetici e gas medicali sulla parete della sala operatoria e sui pensili.



Figura 1.27 (a): Impianto gas medicali sulla parete in sala operatoria



Figura 1.27 (b): Impianto gas medicali sui pensili in sala operatoria

Nella figura di seguito 1.28 si vede l'operatore svolgere la prova di evacuazione dei gas anestetici, operazione molto delicata al fine della sicurezza e della salute dell'equipe medica e del paziente.



Figura 1.28: Prova del sistema di evacuazione dei gas anestetici

Per quanto riguarda l'appalto, a mezzo di procedura negoziata del servizio "full risk" dei sistemi di monitoraggio ambientale, l'azienda appaltatrice che si occupa del monitoraggio ambientale, ha effettuato dei rilievi su campioni di gas, come: anidride

carbonica (CO₂), protossido di azoto (N₂O) e gas alogenati. I sistemi sono installati in tre comparti operatori nel monoblocco D, padiglione A in e padiglione B dei P.O. Spedali Civili e Ospedale dei Bambini. È prevista la calibrazione e la taratura almeno ogni dodici mesi con apparecchiatura certificate. Dovranno essere rilasciati: certificati di manutenzione, calibrazione e rapporti di interventi tecnico.

La ditta aggiudicataria dovrà implementare sulle centrali di erogazione e di stoccaggio dei gas medicinali, comprese le apparecchiature di trattamento dell'aria medicinale, i servizi di controllo e monitoraggio delle stesse attraverso opportuni sistemi telematici. L'azienda concorrente dovrà presentare una relazione tecnica comprensiva di software dimostrativo del sistema informativo che intende adottare presso la stazione appaltante per monitorare, in tempo reale, gli stati di funzionamento ed allarme per tutte le apparecchiature coinvolte nello stoccaggio ed erogazione dei gas medicinali. Le sale operatorie, per P.O. Spedali Civili e Ospedale dei Bambini, per le quali deve essere previsto il servizio oggetto del lotto per il monitoraggio dei gas anestetici, sono le seguenti:

- Scala 1-2 (Padiglione A): n. 11 sale operatorie;
- Scala 3-4 (Padiglione B): n. 9 sale operatorie;
- Scala 14 (Monoblocco D): n. 17 sale operatorie;
- Scala 11 (Satellite Ovest): n. 2 sale operatorie.

Per le sale operatorie del Padiglione A, Padiglione B, Monoblocco D, in cui è già presente un sistema di analisi in continuo dei gas anestetici la ditta potrà decidere se mantenere quel sistema o se proporre un sistema alternativo come da accordi con la normativa vigente. Per le sale oggetto del contratto, l'aggiudicatario dovrà predisporre, anche agli effetti della sicurezza dei lavoratori, un piano o programma semestrale per la rilevazione ed il monitoraggio ambientale nelle sale operatorie e locali adiacenti, precisandone la modalità di esecuzione. Sarà facoltà del singolo ente, al presentarsi di specifiche esigenze dettate da precedenti controlli o da altri eventi, richiedere ulteriori monitoraggi ambientali delle sale operatorie interessate.

La fase operativa del servizio consiste nell'acquisizione dei dati mediante l'accesso remoto al sistema nella scrupolosa analisi degli stessi, finalizzata all'individuazione di eventuali anomalie, criticità e non conformità rispetto ai limiti previsti dalla normativa vigente. Durante l'anno 2023, l'azienda appaltatrice, ha redatto delle relazioni impegnate nelle attività di controllo e tutela. In un rapporto per i mesi di: febbraio, maggio e luglio. Il parametro di interesse è il protossido di azoto, impiegato per l'appunto durante l'anestesia. Il valore limite, per i blocchi operatori in oggetto, risulta essere 25 ppm (REL-TWA) e 50 ppm (TLV-TWA). Nei diversi periodi, dai rapporti dei controlli, si evidenziano delle dispersioni verificate in diversi giorni di ogni mese, rappresentati dai picchi nei grafici nelle figure successive. La linea rossa che è rappresentata su ogni grafico è il limite accettabile dalla legge, infatti, i picchi che superano questo limite di 50 ppm sono le dispersioni presenti nella sala operatoria.

Per il mese di febbraio (Figura 1.29):

1. Nel padiglione A – Sala 2A – III° piano:
 - Valore massimo = 150,00;
 - Valore medio = 0,70;
 - Deviazione standard = 4,64.

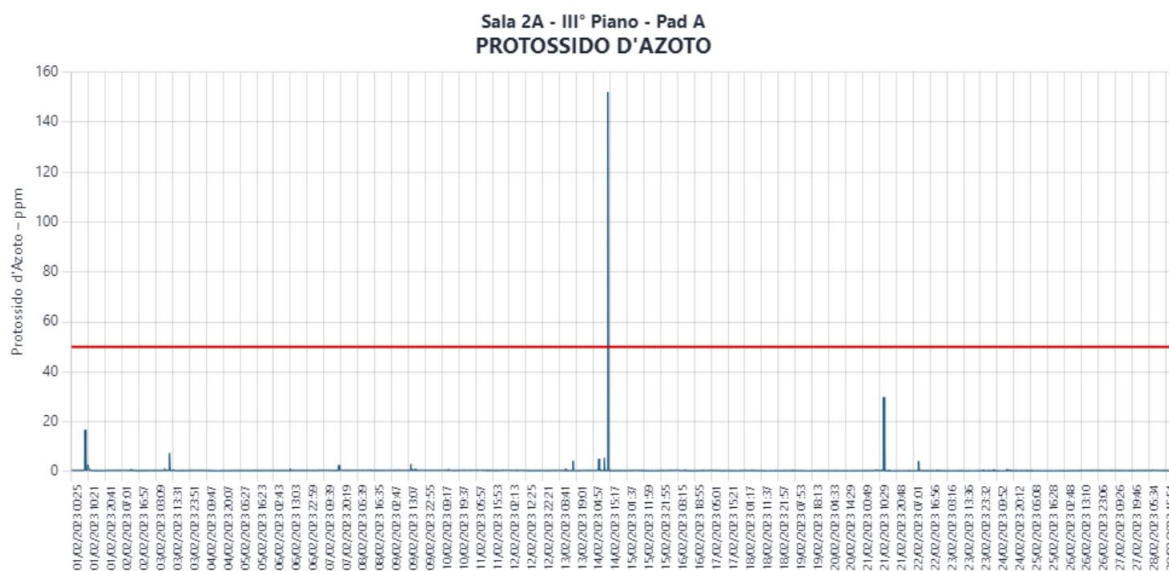


Figura 1.29: N₂O sala 2A padiglione A mese di febbraio

Sala 4A – III° piano (Figura 1.30)

- Valore massimo = 67,10;
- Valore medio = 0,57;
- Deviazione standard = 1,90.

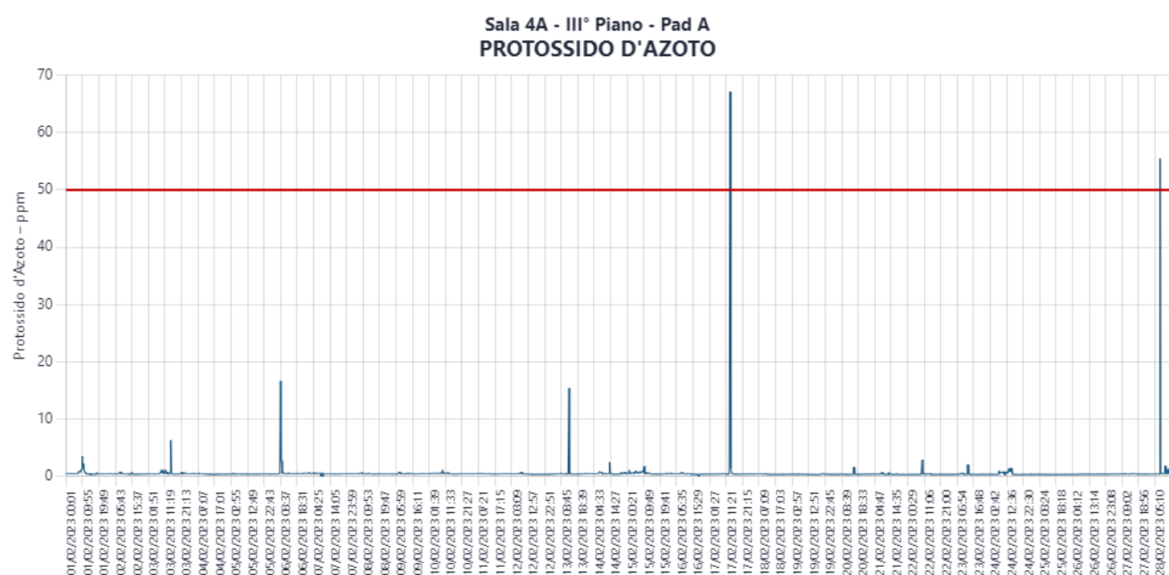


Figura 1.30: N₂O sala 4A padiglione A mese di febbraio

2. Nel padiglione B risulta essere tutto conforme;
3. Nel monoblocco D – Sala 4A – II° piano (Figura 1.31):
 - Valore massimo = 152,00;
 - Valore medio = 0,79;
 - Deviazione standard = 6,22.



Figura 1.31: N₂O sala 4A padiglione D mese di febbraio

Sala 5B – II° piano (Figura 1.32):

- Valore massimo = 289,00;
- Valore medio = 4,71;
- Deviazione standard = 16,11.

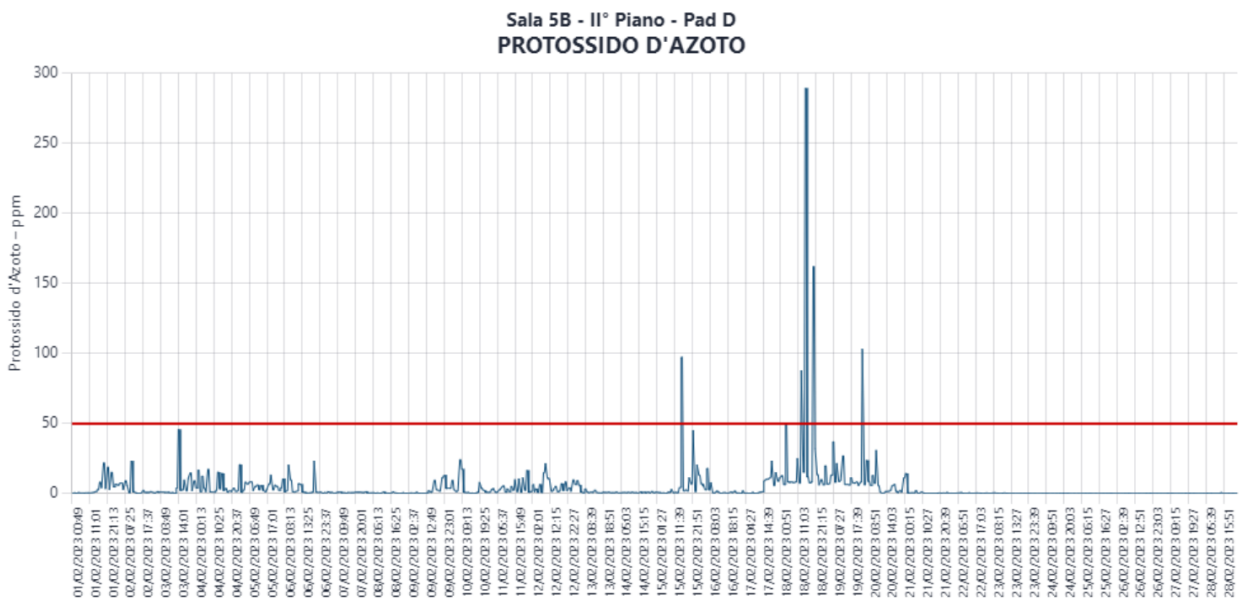


Figura 1.32: N₂O sala 5B padiglione D mese di febbraio

Per il mese di maggio (Figura 1.33):

1. Nel padiglione A – Sala 2A – III° piano:
 - Valore massimo = 116,00;
 - Valore medio = 0,46;
 - Deviazione standard = 3,37.

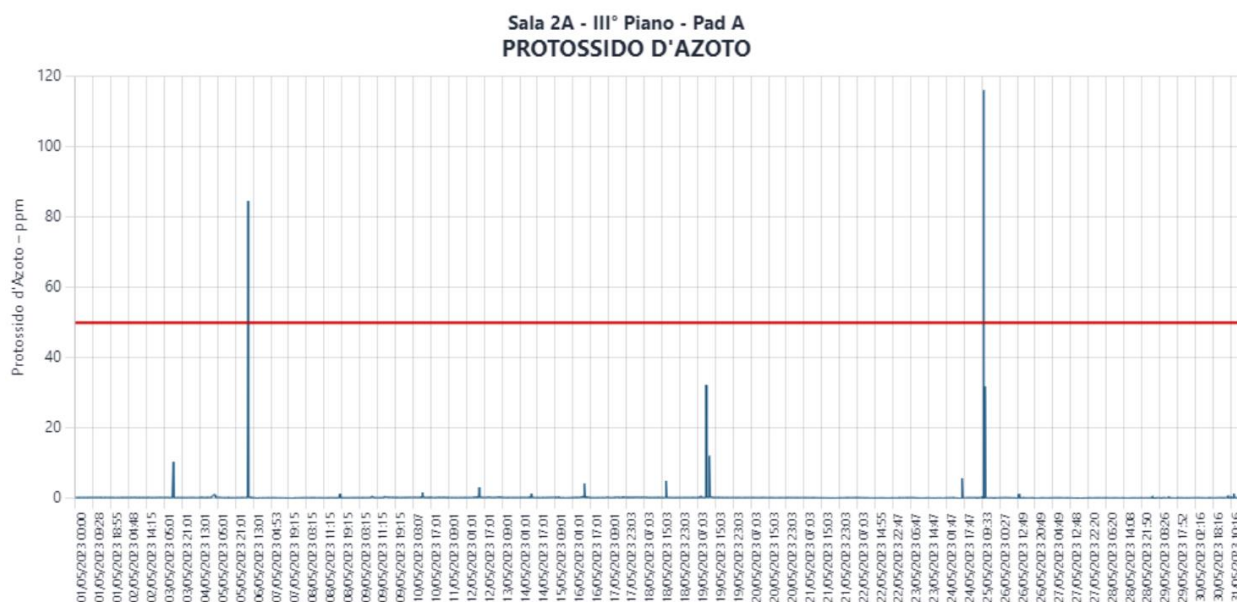


Figura 1.33: N₂O sala 2A padiglione A mese di maggio

Sala 4A – III° piano (Figura 1.34):

- Valore massimo = 90,00;
- Valore medio = 0,43;
- Deviazione standard = 2,24.

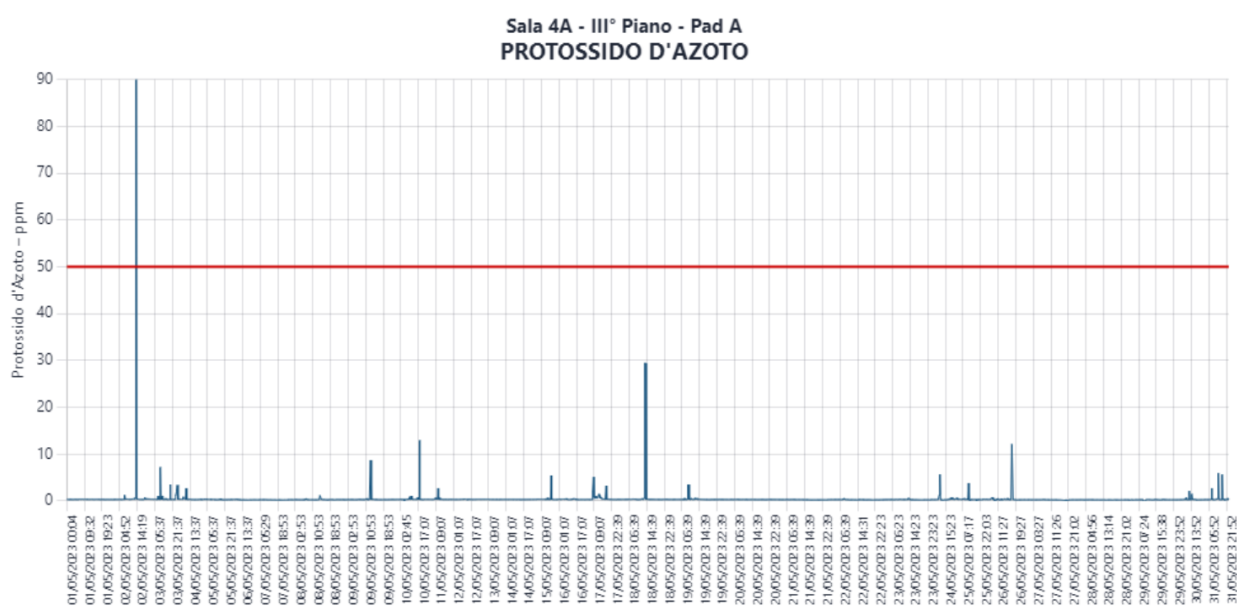


Figura 1.34: N₂O sala 4A padiglione A mese di maggio

Sala 8A – III° piano (Figura 1.35):

- Valore massimo = 62,00;
- Valore medio = 0,40;
- Deviazione standard = 1,98.



Figura 1.35: N₂O sala 8A padiglione A mese di maggio

Sala 9A – III° piano (Figura 1.36):

- Valore massimo = 78,80;
- Valore medio = 4,36;
- Deviazione standard = 10,86.

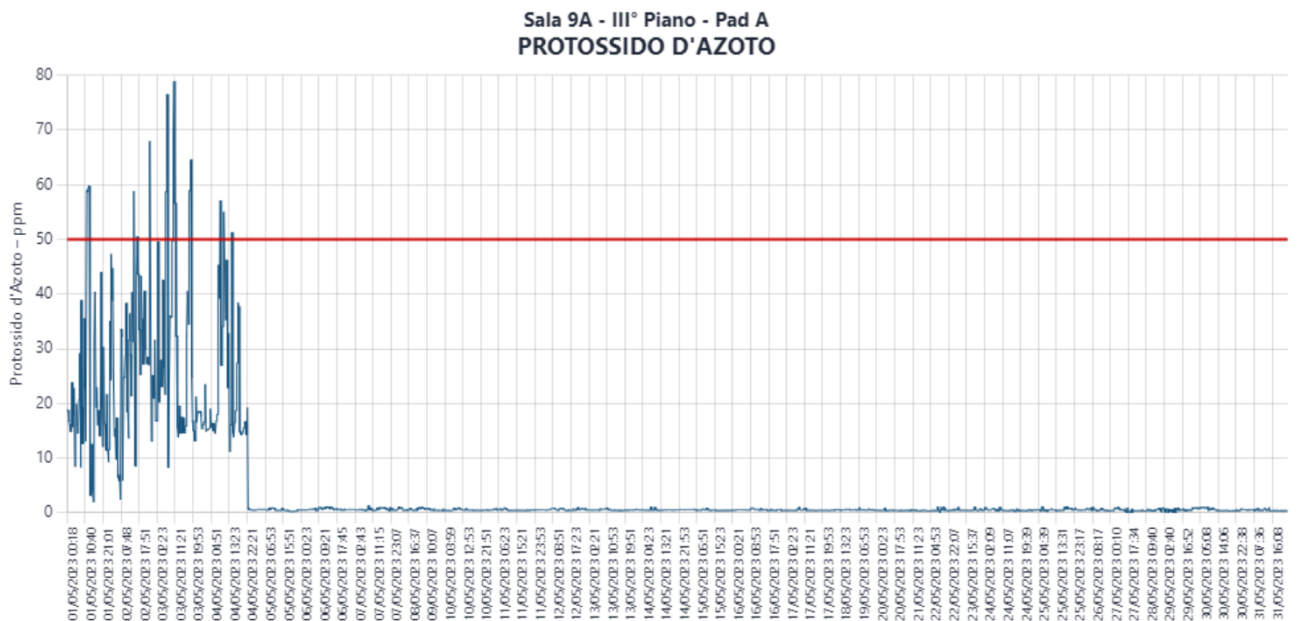


Figura 1.36: N₂O sala 9A padiglione A mese di maggio

2. Nel padiglione B risulta essere tutto conforme;
4. Nel monoblocco D – Sala 1B – II° piano (Figura 1.37):
 - Valore massimo = 54,60;
 - Valore medio = 0,47;
 - Deviazione standard = 3,26.

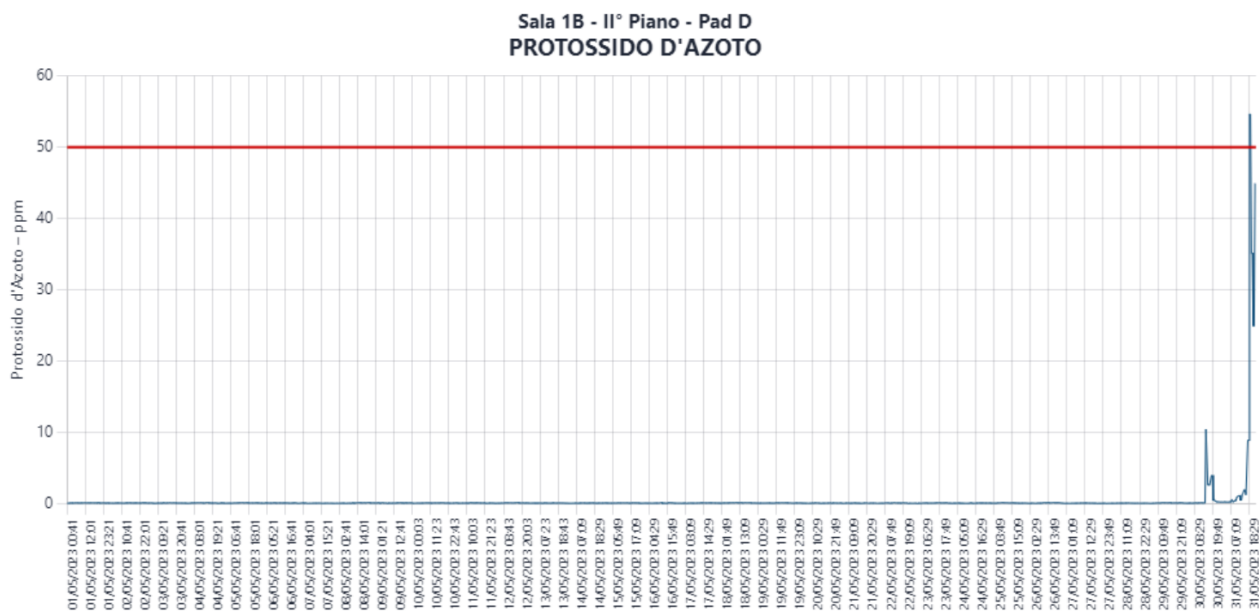


Figura 1.37: N₂O sala 1B padiglione D mese di maggio

Sala 5B – II° piano (Figura 1.38):

- Valore massimo = 200,00;
- Valore medio = 13,32;
- Deviazione standard = 27,99.

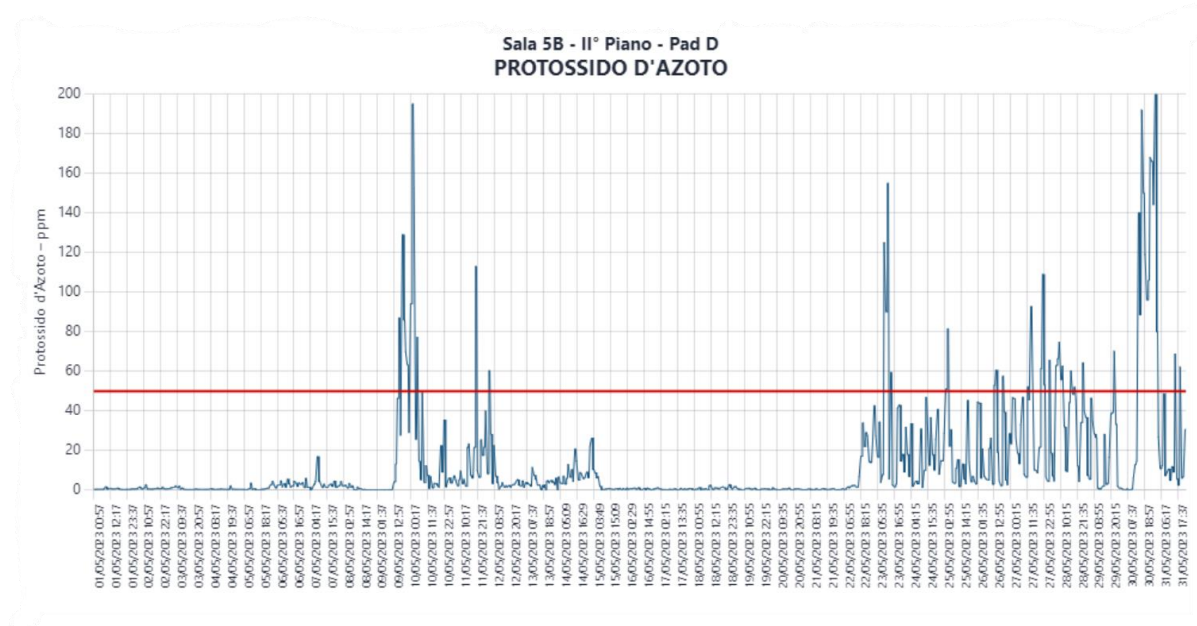


Figura 1.38: N₂O sala 5B padiglione D mese di maggio

Per il mese di luglio (Figura 1.39):

1. Nel padiglione A – Sala 1A – III° piano:
 - Valore massimo = 2190;
 - Valore medio = 0,40;
 - Deviazione standard = 5,59.

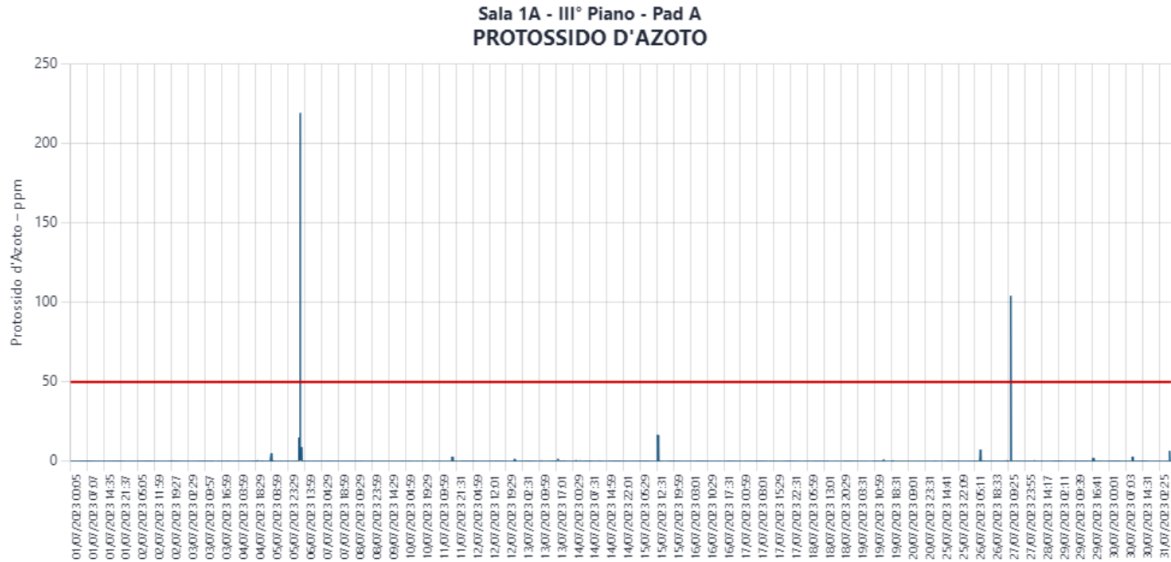


Figura 1.39: N₂O sala 1A padiglione A mese di luglio

Sala 2A – III° piano (Figura 1.40):

- Valore massimo = 259,00;
- Valore medio = 0,83;
- Deviazione standard = 10,60.

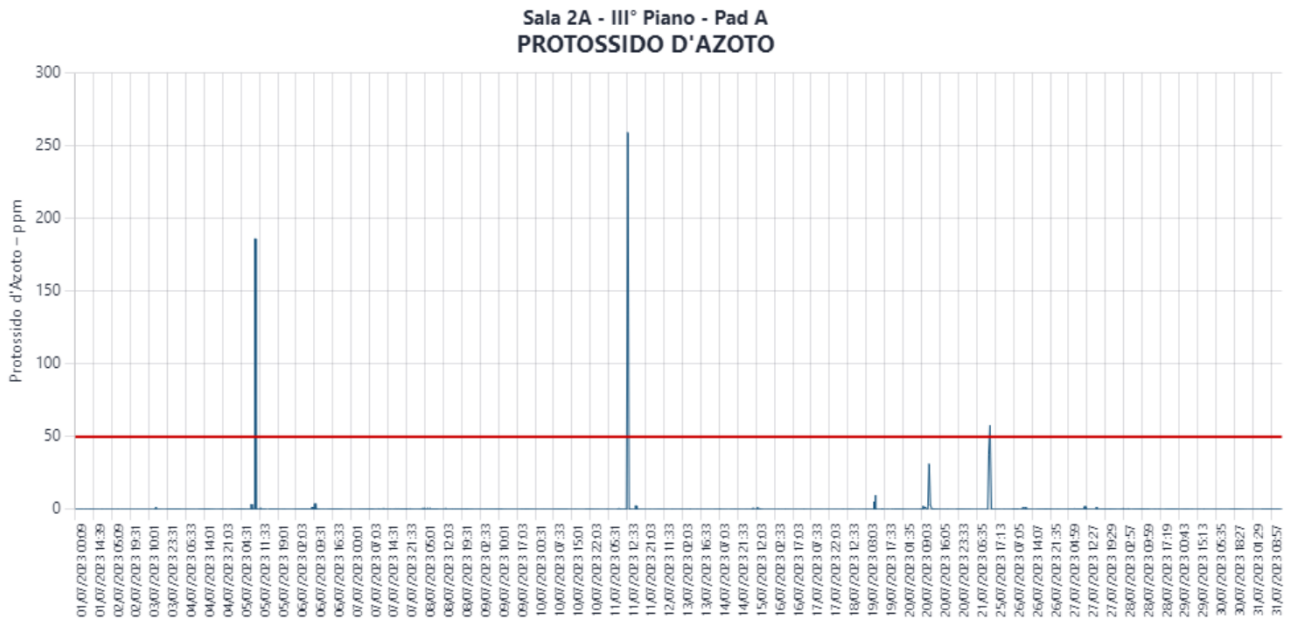


Figura 1.40: N₂O sala 2A padiglione A mese di luglio

Sala 4A – III° piano (Figura 1.41):

- Valore massimo = 220,00;
- Valore medio = 0,47;
- Deviazione standard = 5,70.

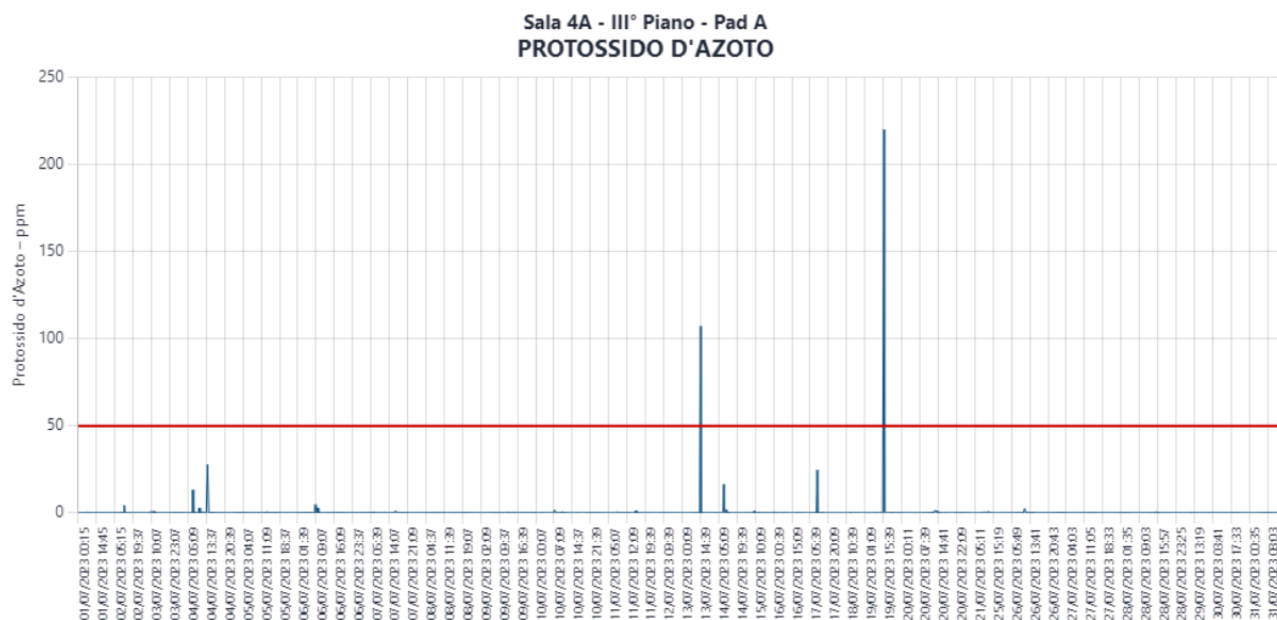


Figura 1.41: N₂O sala 4A padiglione A mese di luglio

2. Nel padiglione B risulta essere tutto conforme;
3. Nel padiglione A – Sala 5B – II° piano (Figura 1.42):
 - Valore massimo = 786,00;
 - Valore medio = 41,16;
 - Deviazione standard = 111,01.

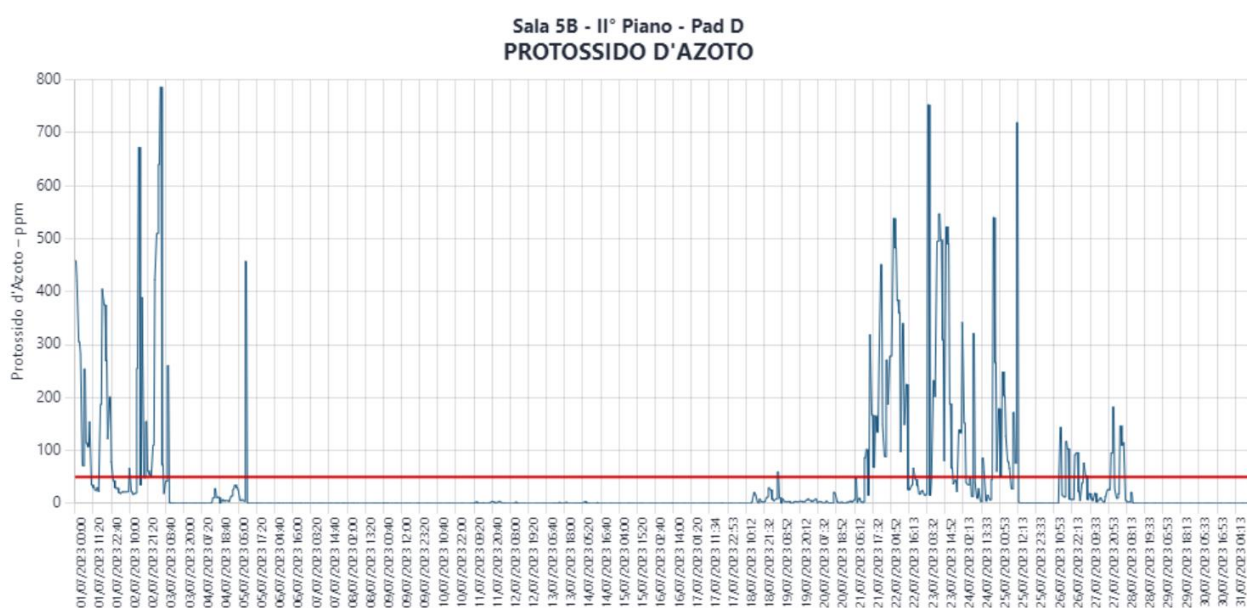


Figura 1.42: N₂O sala 5B padiglione D mese di luglio

Da questi grafici si può osservare l'importanza del monitoraggio dei gas dovuti alle dispersioni, nello specifico, si vede che ci sono state dispersioni frequenti nel monoblocco D nella sala 5B in tutti i mesi e un'importante dispersione nel padiglione A nella sala 9A nel mese di maggio. Viceversa, il monitoraggio non ha evidenziato nessuna dispersione nel padiglione B, il quale risulta sempre conforme al controllo. Resta quindi fondamentale andare a modellare degli scenari, per individuare la posizione ottimale dei sensori e far sì che tutte le sale operatorie siano conformi e le dispersioni del protossido di azoto siano immediatamente individuate.

Si considera, come analisi per la simulazione, scala 11 (Satellite Ovest) dove vi sono 2 sale operatorie senza il sistema di monitoraggio del protossido d'azoto; al fine di fornire le opportune misure di sicurezza.

2 Materiali e metodi

Analizzando il significato del termine dispersione, esso descrive il comportamento di una sostanza che si diluisce con l'aria, riducendo quindi la propria concentrazione. Dopo l'immissione in atmosfera o in un ambiente confinato, le specie disperse percorrono una certa distanza basata principalmente sul fenomeno di trasporto da parte delle correnti d'aria. Durante questo spostamento, le specie possono reagire per trasformarsi chimicamente e, in presenza di gocce o particelle, possono verificarsi fenomeni di assorbimento e adsorbimento con la possibilità di una successiva reazione chimica [16]. È necessario tenere conto delle reali dimensioni e caratteristiche della sorgente poiché, vicino ad essa, le caratteristiche del pennacchio o della nube risentono fortemente delle modalità di emissione. Quest'ultima dipende da: tipologia del gas scaricato, direzione dello scarico, velocità e temperatura dello scarico. Mentre allontanandosi dalla sorgente, la quantità d'aria inglobata diviene predominante e le caratteristiche del pennacchio o della nube risultano definite prevalentemente dalle caratteristiche dell'aria inglobata. Si possono distinguere tre regioni a valle dello scarico (figura 2.1) [11]: la prima regione è influenzata dalla velocità dello scarico e dalla sua direzione dove predominano le forze inerziali; una seconda zona dove prevalgono le forze di galleggiamento e l'ultima area dove il pennacchio è diluito poiché questa zona è fortemente influenzata dalla velocità e dalla direzione del vento, così da non avere più memoria della sorgente che lo ha originato, se non per la presenza del composto scaricato [16]. È, tuttavia, importante sottolineare anche il fattore densità: se il composto rilasciato è un "gas pesante", ossia con densità superiore a quella dell'aria, esso tenderà ad andare verso il basso; viceversa, se il rilascio riguarda un "gas leggero", ossia con densità inferiore a quella dell'aria, esso tenderà a manifestare effetti di galleggiamento legati alle forze gravitazionali.

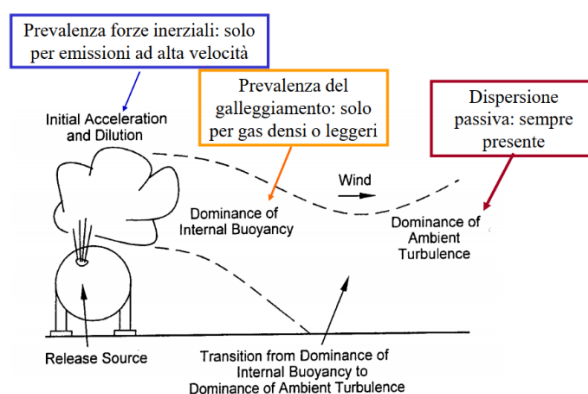


Figura 2.1: Dispersione gas da una bombola [11]

2.1. Software Ansys® Fluent e modelli CFD

In funzione delle due casistiche oggetto di studio, il software utilizzato per realizzare le simulazioni di dispersione è *Ansys® Fluent*. Esso è un software per la progettazione ingegneristica che permette la simulazione di svariati scenari per le analisi fluidodinamiche. Con *Ansys® Fluent*, si possono creare modelli fisici avanzati e analizzare una varietà di fenomeni di fluidi, il tutto in uno spazio personalizzabile ed intuitivo [17].

In letteratura esistono tre diversi modelli in grado di descrivere quantitativamente il comportamento di un rilascio, caratterizzati da diversi gradi di complessità e accuratezza dei risultati.:

- Modelli gaussiani;
- Modelli integrali;
- Modelli di fluidodinamica computazionale (CFD).

I modelli gaussiani sono più semplici e si basano sull'uso di equazioni matematiche e formule empiriche. Hanno il vantaggio di non richiedere particolari sforzi nell'applicazione. Sono modelli di campo lontano, pertanto sono in grado di modellare solo la parte di *farfield*. In questo tipo di modelli la sezione del getto è ellittica e la distribuzione delle concentrazioni è lineare lungo l'asse ma gaussiana nelle due direzioni di *crosswind* [11].

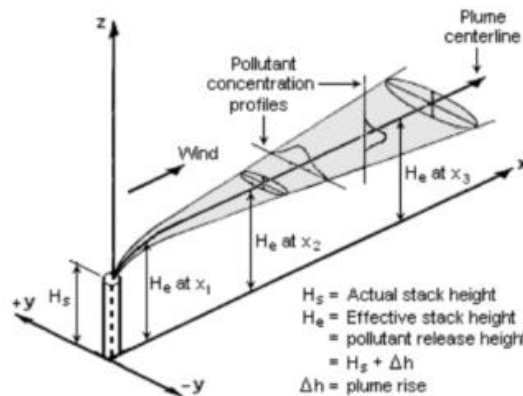


Figura 2.2: Modello gaussiano [18]

I modelli integrali sono più accurati dei modelli gaussiani e si basano su di equazioni ottenute dalla semplificazione delle equazioni di Navier-Stokes [19] nella forma semplificata di Bernoulli, che si riducono ad un sistema di equazioni differenziali ordinarie diventando:

$$\frac{dR}{dt} = K \cdot \left(g \cdot \frac{\rho_g - \rho_a}{\rho_a} \cdot H \right)^{0,5} \quad (2.1)$$

Dove H e R sono rispettivamente l'altezza e il raggio del getto, K è un parametro sperimentale, g è l'accelerazione di gravità e ρ_g e ρ_a sono rispettivamente la densità del getto e dell'aria ambiente.

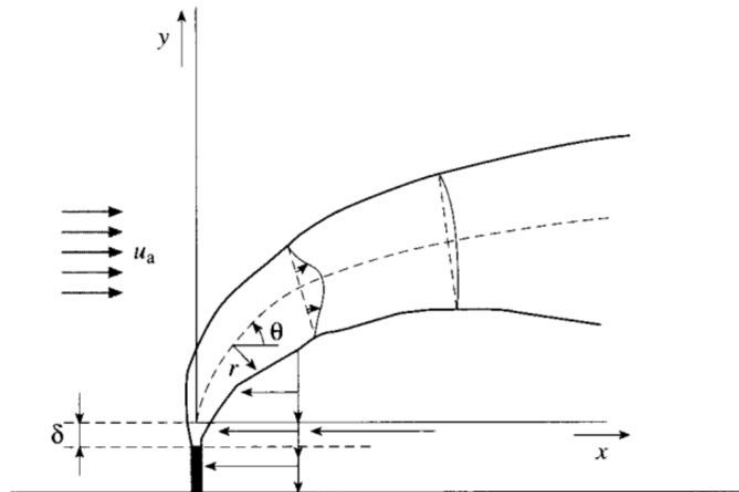


Figura 2.3: Modello integrale [20]

I modelli integrali vengono impiegati nella modellazione di incidenti che coinvolgono gas densi, in quanto nella prima fase della dispersione sono in grado di tenere in considerazione l'effetto della gravità.

Infine, i modelli CFD possono ottenere risultati più accurati rispetto ad entrambi i modelli descritti precedentemente, in quanto sono in grado di considerare la presenza di ostacoli anche complessi capaci di modificare la dinamica di un rilascio generando ad esempio vortici o influenzando la direzione del vento. I modelli CFD accoppiano i bilanci precedentemente citati a opportuni modelli di turbolenza e a condizioni al contorno in grado di caratterizzare sia l'ambiente che la sorgente. I modelli CFD sono particolarmente indicati per lo studio di ambienti congestionati caratterizzati da numerosi ostacoli di natura, geometria e configurazione anche molto diverse tra loro, come illustrato in figura:



Figura 2.4: Modello CFD [11]

Tuttavia, l'utilizzo di software per la simulazione fluidodinamica è costoso in termini di risorse e richiede tempi di calcolo significativi [16]. Questo è reso possibile grazie all'implementazione delle equazioni cardinali del moto dei fluidi e di conservazione della materia e dell'energia, utilizzando il metodo di volumi finiti, basandosi sulla discretizzazione di un volume in volumi di elementi più piccoli, e per ognuno di essi avviene la risoluzione delle equazioni [16]. Esse sono accoppiate a opportuni modelli di turbolenza e condizioni al contorno per rappresentare le caratteristiche della sorgente e della topografia della zona. Infatti, essi matematicamente originano un sistema di equazioni differenziali alle derivate parziali che possono essere complessivamente rappresentate con la relazione che segue:

$$\frac{\partial \rho \Phi}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho U \Phi - \Gamma \nabla \Phi) = S \quad (2.2)$$

Nella relazione precedente U è il vettore velocità, Φ è una generica variabile associata al moto del fluido (come quantità di moto o concentrazione di una specie inquinante), Γ è il coefficiente di diffusione della variabile Φ , ρ indica la densità del fluido, t è la variabile temporale e S è il termine di generazione o di scomparsa relativo al bilancio considerato [11].

Nel maggior dettaglio, la fluidodinamica computazionale è una branca della meccanica dei fluidi che utilizza l'analisi numerica e le strutture dei dati per analizzare e risolvere problemi che coinvolgono i flussi di fluidi (liquidi e gas). È anche possibile tenere conto di come potrebbe svilupparsi una reazione chimica attraverso la risoluzione matematica delle equazioni stechiometriche. La fluidodinamica risulta essere la base scientifica di questo lavoro. Nello specifico, i solutori CFD di Ansys® si basano sul metodo dei volumi finiti, il che significa che il dominio viene discretizzato in un insieme finito di volumi di controllo e le equazioni di conservazione di massa, quantità di moto ed energia sono risolte per ogni singolo volume di controllo. Tutte le simulazioni CFD in questo lavoro sono state implementate utilizzando la versione 19.1 di Ansys® e in questo contesto, verrà utilizzato il modello RANS (*Reynolds-Averaged Navier-Stokes*), che è il modello più diffuso in campo industriale, grazie alla bassa richiesta di risorse rispetto ad altre tipologie di modellizzazione e al miglior grado di accuratezza. Le simulazioni sono state condotte adottando un modello a chiusura $k-\omega$ SST (*Shear Stress Transport*); questo prevede che le variabili istantanee delle equazioni del moto del fluido, siano sostituite dalla somma di un termine mediato nel tempo e di un termine di fluttuazioni istantanee [21]:

$$\varphi = \bar{\varphi} + \varphi' \quad (2.3)$$

Esistono due tecniche comuni di decomposizione: la "media di Reynolds" e la "media pesata in massa". La prima è solitamente impiegata per i flussi incomprimibili, mentre la seconda è più conveniente per i flussi comprimibili. Nella "media di Reynolds" il termine media è definito come:

$$\bar{\varphi} = \frac{1}{\Delta t} \int_t^{t+\Delta t} \varphi \, dt \quad (2.4)$$

dove φ è la quantità oggetto della media e t è il tempo. In pratica, il tempo di mediazione deve essere sia più grande della scala temporale delle fluttuazioni che più piccolo della scala temporale dei cambiamenti globali del campo di flusso medio. A parte un termine aggiuntivo - che è funzione dei valori di fluttuazione - quando si inserisce questo tipo di media in un sistema di equazioni di Navier-Stokes si ottiene una forma identica dell'equazione. Per risolvere le equazioni RANS, è necessario identificare un modo per calcolare questi valori.

Per questo lavoro è quindi possibile utilizzare il modello illustrato per un confronto operativo: dall'analisi analitica o empirica di un particolare problema eseguita durante la permanenza presso l'ASST degli Spedali Civili di Brescia fino a una convalida finale, spesso eseguita utilizzando test su vasta scala, elaborando informazioni e dati utili per le misure di mitigazione e prevenzione per i lavoratori, i pazienti e la struttura sanitaria.

La procedura applicata nei casi studio, tramite il software, è così definita:

- Elaborazione del progetto di studio;
- Creazione della geometria mediante la progettazione CAD (*Computer Aided Design*) e la definizione dei limiti fisici del problema, impostando il dominio da simulare (*pre-processing*);
- Suddivisione del volume occupato dal fluido in una griglia tridimensionale di celle di configurazione di elementi esaedri, tetraedri, prismatici, piramidali o poliedrici (*mesh*);
- Definizione della tipologia di simulazione (stazionaria o transitoria) dei modelli di turbolenza da utilizzare per risolvere il problema e definizione delle condizioni al contorno, ossia il comportamento e le proprietà del fluido delimitato nel dominio;
- Avvio della simulazione;
- Analisi e visualizzazione dei risultati ottenuti.

Pertanto, l'impiego di modelli CFD per questo lavoro permette di avere una rappresentazione migliore della dispersione rispetto ad un modello gaussiano o integrale.

Per questo lavoro sono stati utilizzati i software ANSYS 19.1®, in particolare:

1. ANSYS® Design Modeler per l'elaborazione della geometria
2. ANSYS® Mesher per la definizione e generazione della *mesh*;
3. ANSYS® Fluent per il calcolo della soluzione

Tutte le simulazioni sono state impostate ed eseguite tramite la suite Ansys® Workbench, che permette una gestione integrata dei programmi sopra citati, garantendo un miglior controllo dell'intero processo.

2.2. Modellazione del termine di sorgente: diametro equivalente secondo l'approccio di Birch

I rilasci considerati in questo lavoro di tesi sono originati da bombole in pressione, sono quindi getti sotto-espansi [22]. In questa condizione, possono verificarsi tre diversi scenari a seconda del rapporto tra la pressione di stoccaggio e la pressione ambiente:

- Se il rapporto P/P_s è inferiore ad un valore critico, si ha la situazione di efflusso subsonico: all'aumentare della pressione di stoccaggio aumenta anche la velocità di efflusso e di conseguenza la portata scaricata (Fig. 2.5);
- Quando il rapporto P/P_s raggiunge il proprio valore critico, si ottengono le condizioni di efflusso limite (retta verde verticale tratteggiata in figura 2.5);
- Se il rapporto P/P_s è inferiore al valore critico, si ha la situazione di efflusso sonico: all'aumentare della pressione di stoccaggio, la velocità di efflusso e la portata scaricata si mantengono costanti e pari al loro valore massimo. Volendo rappresentare su un grafico l'andamento di quest'ultima in funzione della pressione di stoccaggio, le condizioni di efflusso sonico sono rappresentate nella parte sinistra della figura.

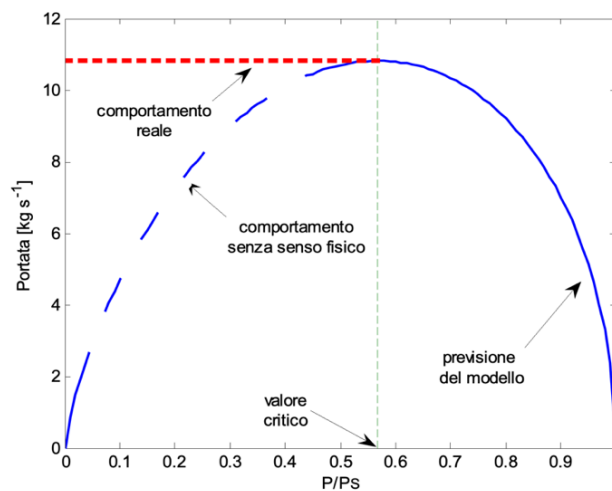


Figura 2.5: Andamento della portata gassosa scaricata attraverso un orifizio al variare del rapporto tra la pressione interna e quella esterna. P = pressione di stoccaggio, P_s = pressione ambiente [11]

Un getto risultante da un rilascio ad alta pressione, può essere suddiviso in due grosse regioni: la prima (*near field*) è rappresentata dalla parte del getto più vicina all'orifizio, che comprende la zona di campo prossimale e la zona di transizione. Qui il getto è sotto espanso e la sua modellazione richiederebbe una risoluzione computazionale complessa e onerosa. La seconda regione, la zona di campo lontano (*far field*), comprende il resto del rilascio e presenta le caratteristiche di un classico getto espanso, il cui andamento, in condizioni di campo aperto, può essere descritto più

semplicemente con un profilo gaussiano centrato lungo il suo asse, come rappresentato in figura 2.6:

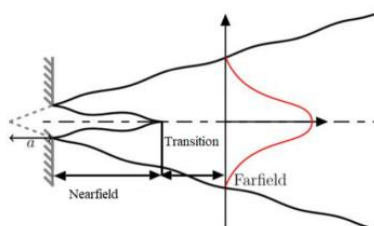


Figura 2.6: Near field e far field di una dispersione [22]

La prima regione del *near field* può essere suddivisa in due parti (figura 2.7):

- *Core*;
- *Mixing layer*.

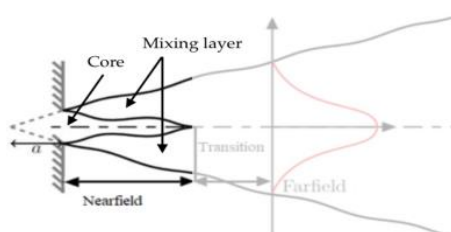


Figura 2.7: Suddivisione near field [22]

Nella zona iniziale il fluido subisce un'espansione isoentropica fino a una ricomprensione dovuta alla generazione di onde d'urto. La pressione, dunque, rappresenta il parametro dominante: il rapporto tra le pressioni, infatti, determina la forma e l'estensione delle onde d'urto, il numero di Mach e l'angolo di divergenza del getto. Alla fine della *near field zone*, la linea sonica raggiunge l'asse e quindi il *mixing layer* sostituisce completamente il *core*, che scompare. Tale punto corrisponde all'inizio della *transition zone* (vedi figura 2.8). In questa zona la variazione delle variabili è piccola sia radialmente che longitudinalmente, con conseguente miglioramento del mixing tra i due fluidi e un'omogenizzazione del campo di pressione [23].

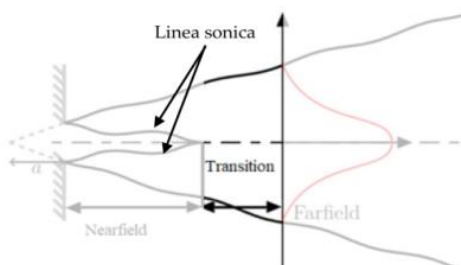


Figura 2.8: Zona di transizione del getto [22]

Nella *far field zone* invece il getto è completamente espanso, il flusso è sviluppato e le sue caratteristiche (P , T , v) sono comparabili con quelle ambientali, motivo per cui il getto entra in una fase di dispersione passiva. La velocità longitudinale e la temperatura sull'asse sono inversamente proporzionali alla distanza dal piano di

uscita mentre l'evoluzione radiale può essere descritta da un profilo gaussiano centrato sull'asse (figura 2.9).

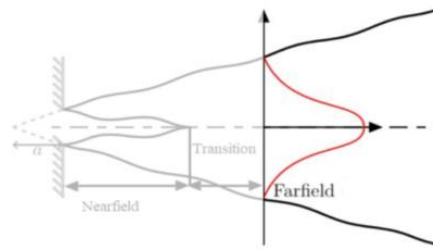


Figura 2.9: Rappresentazione far field [22]

Per la modellazione della dispersione dei gas medicali, è stato adottato l'approccio del diametro equivalente di Birch; in questo modo, un getto sotto espanso e comprimibile può essere modellato come se fosse un getto espanso e incomprimibile [16]. Tramite questo approccio, si può determinare una superficie equivalente che viene attraversata dallo stesso flusso di massa in uscita dall'orifizio che causa lo scenario accidentale. L'equazione impiegata è la seguente [24]:

$$\left(\frac{Dps}{D}\right)^2 = C_D \left(\frac{P_1}{P_3}\right) \left(\frac{T_3}{T_1}\right)^{0.5} \left(\frac{2}{\gamma+1}\right)^{\frac{\gamma+1}{2(\gamma-1)}} \quad (2.5)$$

Dove i parametri saranno descritti in seguito. In primo luogo, il dominio è stato definito secondo le dimensioni costruttive dell'U.O. di Rianimazione Pediatrica e della sala operatoria dell'U.O. Cardiochirurgia presente nel Satellite Ovest. Tuttavia, la presenza di: armadietti, tavolo, pensili e delle apparecchiature, rappresentano degli ostacoli del tutto non indifferenti all'estensione del gas disperso; infatti, proprio per questo si è usato il modello CFD. Per la sorgente, secondo il calcolo del diametro equivalente descritto da Birch, si considerano tre livelli. Come di seguito illustrato in figura 2.10:

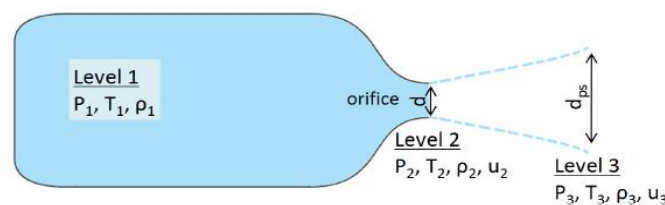


Figura 2.10: Semplificazione calcolo dei livelli da Birch [11]

Per simulare il getto comprimibile e sotto espanso come un getto non comprimibile e completamente espanso, è stato utilizzato l'approccio proposto da Birch che consente di identificare un orifizio virtuale posizionato all'inizio del getto. Questa superficie permette di mantenere le stesse caratteristiche del getto, come se fosse stato rilasciato dalla sorgente originale, minimizzando però il calcolo, riducendo al minimo il costo computazionale grazie al fatto che non è necessario calcolare il campo vicino del getto sotto espanso [25]. In questo modo, si ottiene un foro più grande attraversato dalla stessa portata massica, ma con una velocità del getto inferiore. La figura successiva

2.11, mostra un rilascio supercritico di gas da un serbatoio infinito, attraverso un orifizio di diametro d . Si possono individuare tre livelli, come nella figura precedente, caratterizzati da diverse condizioni di pressione, temperatura, densità e velocità:

- Livello 1: condizioni all'interno del serbatoio;
- Livello 2: condizioni all'orifizio;
- Livello 3: condizioni della superficie equivalente identificata.

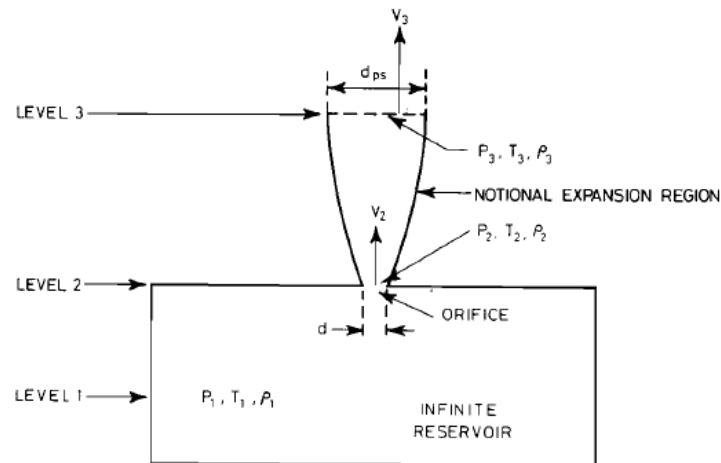


Figura 2.11: Rilascio supercritico di un gas da un serbatoio [24]

L'equazione per ottenere il diametro equivalente è la seguente:

$$\left(\frac{D_{ps}}{D}\right)^2 = \frac{C_D \cdot \rho_2 \cdot v_2}{\rho_3 \cdot v_3} \quad (2.6)$$

Dove: C_D : coefficiente di perdita di carico; D : diametro dell'orifizio originale; D_{ps} : diametro equivalente; ρ_i : densità al livello i ; v_i : velocità al livello i

Assumendo una trasformazione isentropica e un gas ideale, i parametri incogniti relativi al livello 2 possono essere ricavati dalle condizioni dei livelli 1 e 3 e di conseguenza i rispettivi valori di temperatura (T_1 , T_3) e pressione (P_1 , P_3) sono utilizzati per calcolare le dimensioni del diametro equivalente, utilizzando la seguente equazione [26]:

$$\left(\frac{D_{ps}}{D}\right)^2 = C_D \left(\frac{P_1}{P_3}\right) \left(\frac{T_3}{T_1}\right)^{0.5} \left(\frac{2}{\gamma+1}\right)^{\frac{\gamma+1}{2(\gamma-1)}} \quad (2.7)$$

L'obiettivo di questa analisi è quello di definire uno "pseudo-diametro" che, una volta sostituito alle equazioni che definiscono un getto libero subsonico circolare, riprodurrà il campo di concentrazione nella regione di autopreservazione di un getto supercritico [24]. Riferendoci allo pseudo-diametro come diametro equivalente:

$$\dot{m} = C_d \cdot \rho_2 \cdot v_2 \cdot A_2 = \rho_3 \cdot v_3 \cdot A_3 \quad (2.8)$$

L'equazione sopra citata esprime la portata massica del getto che fuoriesce dal serbatoio attraverso l'orifizio, in cui C_d è il coefficiente di perdite di carico al livello 2

(pari a 0,8), v_2 e v_3 sono le velocità soniche locali rispettivamente ai livelli 2 e 3, ρ_2 e ρ_3 sono le densità del getto libero riferite rispettivamente ai livelli 2 e 3, A_2 è l'area dell'orifizio di scarico e infine A_3 è la sezione del foro avente il diametro equivalente descritto da Birch.

2.3. Caso 1: dispersione bombola heliox

Per quanto riguarda l'U.O. Anestesia e Rianimazione Pediatrica, oggetto di valutazione, viene rappresentata nella figura 2.12 seguente la planimetria della sezione del reparto interessata, in cui è contenuta l'area di studio (figura 2.13):



Figura 2.12: Planimetria U.O. Anestesia e Rianimazione Pediatrica

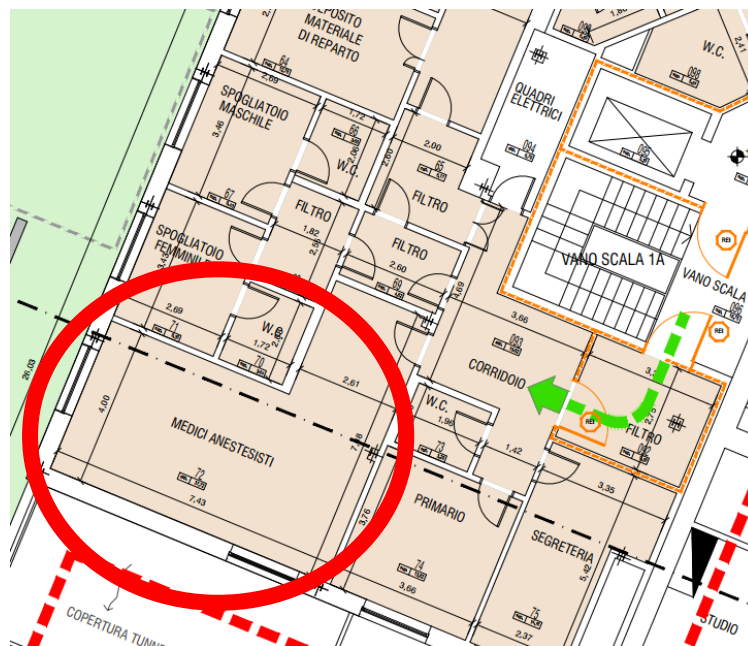


Figura 2.13: Area di studio

Nel locale “medici anestesisti”, lo scenario critico è rappresentato dallo stoccaggio delle bombole senza misure di sicurezza e di protezione, nonché luogo non idoneo per la movimentazione per la successiva somministrazione nelle terapie intensive. L’obiettivo resta quello di trovare delle strategie di sicurezza all’interno di questa area critica al fine di individuare e segnalare tempestivamente una possibile dispersione di gas. Per fare ciò, tramite il software Ansys® Fluent, si è simulato uno scenario di dispersione del gas heliox. Come detto nei capitoli precedenti, l’heliox viene somministrato ai pazienti critici per mezzo di una maschera nel quadro iniziale della simulazione che si presenta, la sorgente della dispersione del gas risulta essere il riduttore di pressione in testa alla bombola che, nel caso studio, viene supposto come totalmente aperto a causa di una rottura o della mancata chiusura della valvola da parte del personale sanitario in maniera involontaria. Lo scopo è quello di valutare il posizionamento più adeguato di un possibile sensore di rilevazione dell’elio, in seguito alla dispersione del gas in un ambiente confinato (in questo caso specifico i sensori ossigeno, sicuramente più comuni, non risultano adeguati perché l’heliox ha la stessa composizione in ossigeno dell’aria).

Come riportato all’inizio del capitolo 2, il fattore aria resta il discriminante per le dispersioni. Difatti, per le simulazioni si inquadrano due scenari che prevedono rispettivamente la stanza con finestre chiuse e con finestre aperte dalle quali entra una corrente d’aria di 2m/s (tale valore è stato scelto sulla base di considerazione spiegate nel seguito).

Dalle linee guida dell’ISPESL e il Ministero della Salute, per caratterizzare un ambiente da un punto di vista microclimatico è necessario definire i parametri oggettivi, che lo descrivono mediante alcune grandezze fisiche. Uno di questi è il trattamento dell’aria che determina il microclima dell’ambiente; infatti, la normativa italiana regola il

ricambio d'aria tramite la ventilazione meccanica controllata, fornendo delle ordinanze in merito alla progettazione degli impianti. Gli Spedali Civili di Brescia risultano conformi alle raccomandazioni normative.

La normativa UNI 10339:1995 fornisce indicazioni in merito alla classificazione e la definizione dei requisiti minimi degli impianti e dei valori delle grandezze di riferimento durante il funzionamento degli stessi. La normativa UNI 10339 viene applicata agli impianti aeraulici destinati al benessere delle persone, installati in edifici chiusi. L'impianto aeraulico deve consentire di raggiungere e mantenere: le condizioni di qualità e movimento dell'aria e le condizioni termiche e igrometriche dell'aria specifiche delle funzioni assegnate (filtrazione, riscaldamento, raffrescamento, umidificazione, deumidificazione), in accordo con le prescrizioni della UNI 10339. L'impiego del movimento dell'aria per il raffrescamento o per i ricambi d'aria può essere limitato dai suoi effetti fastidiosi o piacevoli, in relazione alla soggettività degli occupanti [27].

Tuttavia, le indicazioni base, tratte specificamente dalla Circolare Ministeriale 13011/74, riportano solo le indicazioni, semplificate, tra degenza e altri locali ospedalieri, per quanto riguarda la ventilazione:

- 2-3 ricambi all'ora per le degenze;
- 6 ricambi all'ora per i reparti diagnostica e speciali;
- 12 ricambi all'ora per i reparti di isolamento (infettivi);
- 10 ricambi all'ora per i servizi.

Le indicazioni complementari a quelle riportate nella suddetta Circolare Ministeriale si trovano nella UNI 10339 riguardo alle portate d'aria esterna e alla relativa filtrazione, nonché alla velocità dell'aria all'interno dei locali. Sussistono poi diversi accorgimenti per la climatizzazione degli ospedali: spesso, ad esempio, si possono avere carichi termici ed elettrici, dunque, si sono disposti opportuni sistemi di cogenerazione. Comunque, tutti gli ambienti sono soggetti a movimenti, anche impercettibili, dell'aria. La velocità minima è di 0,075 m/s ma si inizia a percepire il movimento dell'aria a 0,3 m/s. Alle temperature più alte, anche 1 m/s è considerato piacevole con una velocità sino a 1,5 m/s ritenuta tollerabile [8]. Pertanto, nella simulazione si è scelto un valore di inlet dell'aria esterna di 2 m/s, considerando una classe di stabilità atmosferica 3D e l'altezza delle finestre a 3 metri dal suolo, dato che la U.O. Anestesia e Rianimazione Pediatrica è situata al primo piano dell'ospedale e in angolo abbastanza riparato dal vento. Si studia il caso peggiorativo considerando quindi che l'aria esterna entri in direzione della finestra, dunque entrambi gli inlet sono perpendicolari.

$$u_y = u_{rif,10} \cdot \left(\frac{z}{z_{rif}} \right)^\beta \quad (2.9)$$

Dove: U_y velocità del vento alla quota; $U_{rif,10}$ è la velocità a 10 m; z è la quota dal suolo; z_{rif} quota di riferimento a 10 m; β è un parametro sulla base delle condizioni atmosferiche.

2.3.1. Geometria

Attraverso il software Ansys® Design Modeler, è stato possibile creare la geometria di base come si vede dalla figura 2.14 alla 2.17:

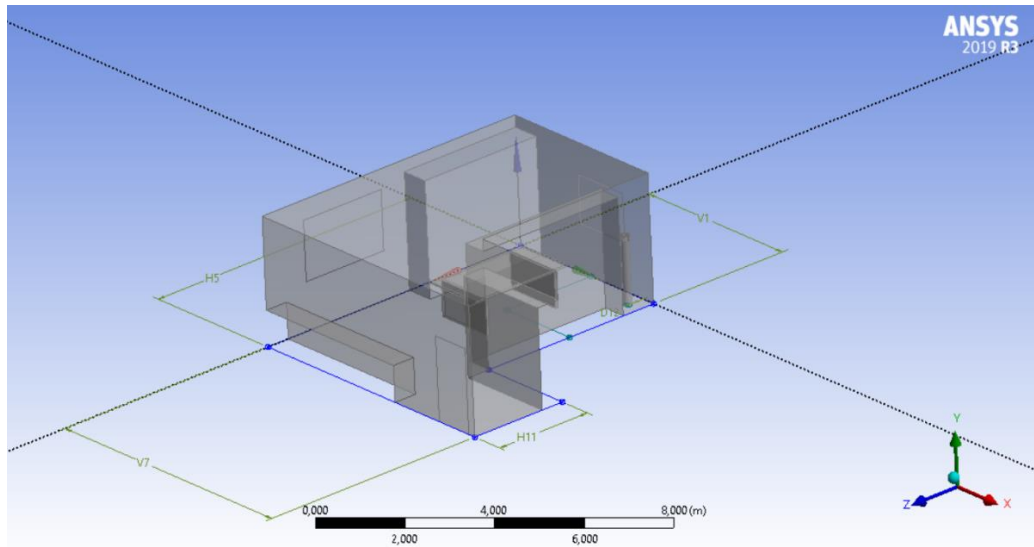


Figura 2.14: Geometria sala medici anestesisti

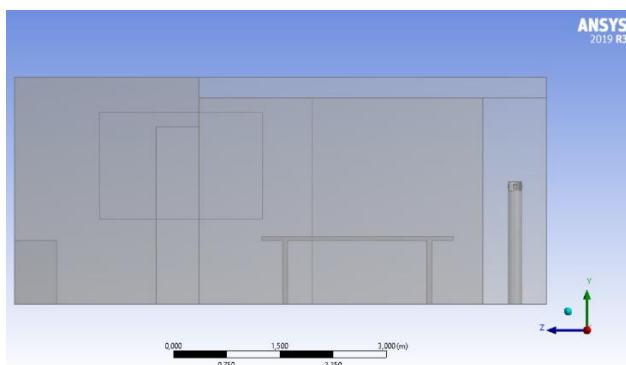


Figura 2.15: Prospetto piano ZY

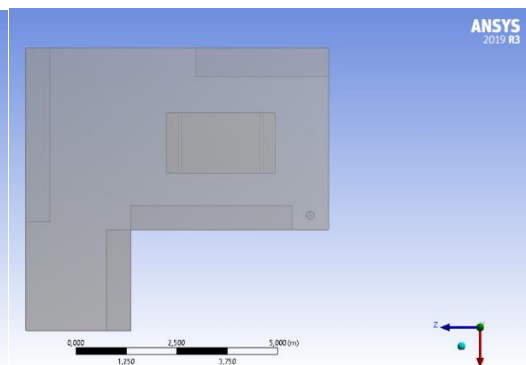


Figura 2.16: Prospetto piano ZX

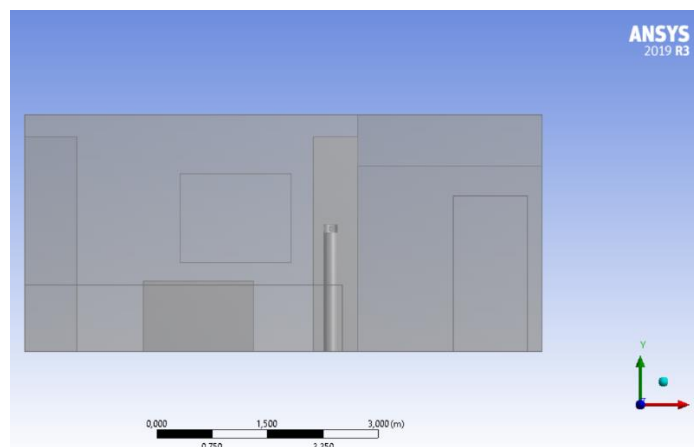


Figura 2.17: Prospetto piano YX

Nel dettaglio, la bombola di heliox è stata modellata come mostrato in figura 2.18 (a) e (b):

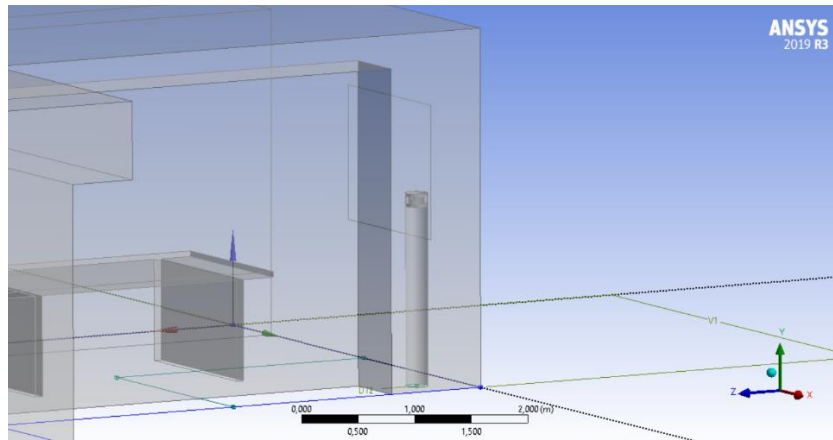


Figura 2.18 (a): Posizione bombola di heliox

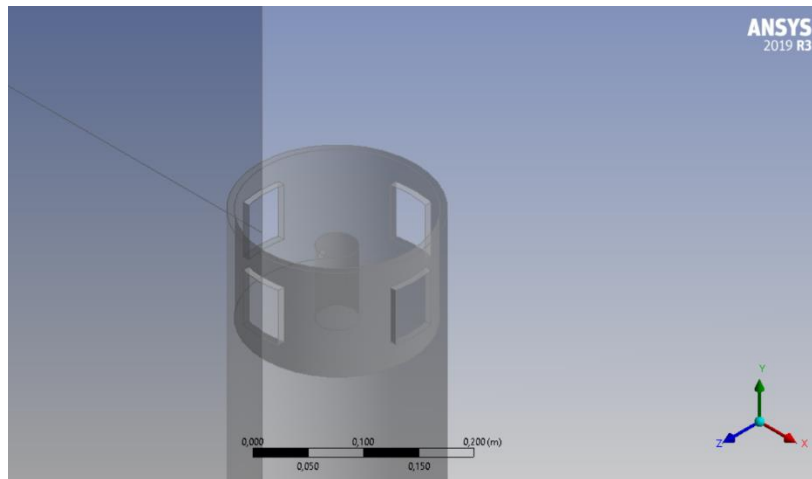


Figura 2.18 (b): Dettaglio bombola

2.3.2. Mesh

Per quanto riguarda la *mesh* impiegata nella simulazione, le dimensioni delle celle non sono uniformi, di fatto variano in base a parametri definiti durante la creazione della geometria, secondo la metodologia dei *body of influence* [25]. Il criterio pensato e disposto nella simulazione è tale che la dimensione massima delle celle nel dominio sia di 30 centimetri, mentre nelle vicinanze della bombola di heliox è stata definita una regione all'interno della quale la dimensione delle celle è minore. Inoltre, è stato utilizzato un metodo che permette di suddividere ogni faccia della geometria in almeno dieci elementi, così da garantire una corretta modellazione anche delle parti più ridotte della bombola.

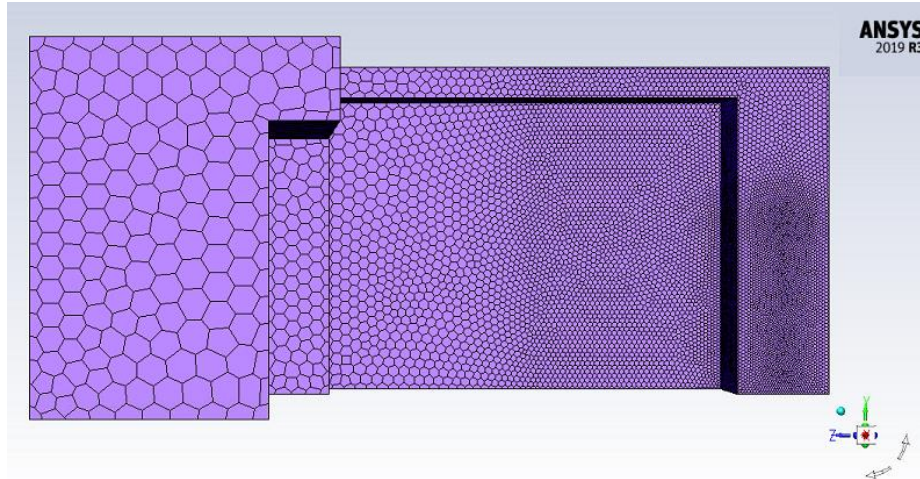


Figura 2.19 (a): Mesh stanza piano ZY

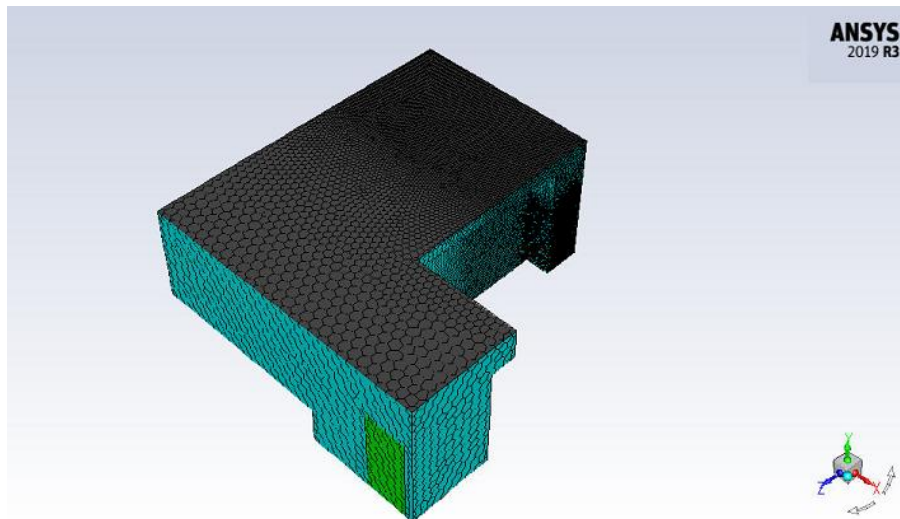


Figura 2.19 (b): Mesh stanza in isometrica

Come si osserva nella figura 2.19 (a) e (b), nella zona più fitta vi è la presenza della bombola che rappresenta la sorgente della dispersione, perciò, le celle risulteranno più piccole (vedi dimensioni nella tabella 2.1 seguente); man mano che ci si allontana, come si vede, le dimensioni delle celle aumentano (figura 2.20):

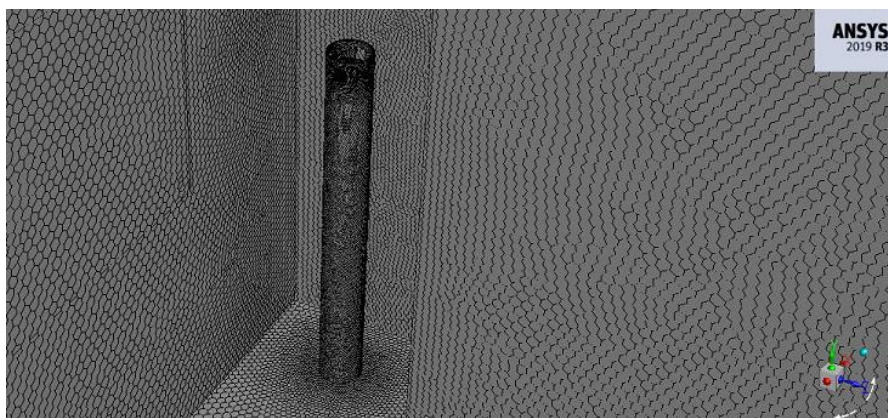


Figura 2.20: Mesh bombola

Tabella 2.1: Parametri caratteristici della mesh

	Dimensione celle [m]	Growth Rate [-]
Superficie ambiente	$3 \cdot 10^{-2}$	1,2
Zona adiacente alla bombola	$1 \cdot 10^{-2}$	1,1
Bombola	$3,5 \cdot 10^{-3}$	1,1
Foro	$1 \cdot 10^{-3}$	1,1

2.3.3. Setup fluent

Considerando un rapporto P/P_s maggiore di quello critico, la portata dello scarico sarà quella massima [11] definita dall'equazione:

$$G_{max} = C_d \cdot A \cdot \sqrt{\gamma \cdot P_s \cdot \rho_s \cdot \left(\frac{2}{\gamma+1}\right)^{\frac{\gamma+1}{\gamma-1}}} \quad (2.10)$$

Integrando nel tempo l'andamento della pressione, è possibile notare che la quantità di materia di gas rilasciato, avviene per la maggior parte del tempo in regime sonico e solo quando si è nella fase finale dello svuotamento della bombola, si ha uno scarico subsonico caratterizzato da un rapporto P/P_s minore di quello critico, in cui la portata non è più quella massima. Quindi lo scarico in condizioni stazionarie, risulta una buona approssimazione per la simulazione della bombola.

Le caratteristiche chimico-fisiche di un getto ad alta pressione, dipendono rigorosamente dal tipo di sostanza rilasciata, dalle condizioni di rilascio e da quelle dell'ambiente in cui viene dispersa.

Tabella 2.2: Dati tecnici sorgente HeO₂

Diametro [cm]	23
Altezza [cm]	139
Pressione di stoccaggio (Ps) [bar]	200
Pressione di riduttore (Pr) [bar]	4
Volume [l]	40
Capacità della bombola [m³]	6,20

Conoscendo i composti della miscela in esame, si sono calcolati i parametri d'interesse per il calcolo del diametro equivalente consultando il NIST (*National Institute of Standards and Technology*) *Chemistry WebBook*. I dati sono stati presi in condizioni standard (298 K e 1 atm). L'ambiente dove è presente la bombola ha una temperatura di 25°C e una pressione di 1 atm.

Nella simulazione si considera la miscela come miscela di gas ideale.

Tabella 2.3: Caratteristiche HeO₂

Peso Molecolare [g/mol]	Pr [bar]	Cp (298 K) [J/molK]	γ [-]
36,00	4,00	4115,40	1,206

Tabella 2.4: Parametri di rilascio secondo Birch

Deq [m]	Velocità fittizia [m/s]	Densità fittizia [kg/m ³]	portata massica [kg/s]
0,009	726,39	0,404	0,022

I parametri operativi impostati all'interno di Fluent per svolgere le simulazioni sono riportati nella tabella 2.5:

Tabella 2.5: Risolutore CFX

Parametro	Impostazione del risolutore
Modello turbolenza	Shear Stress Transport k- ω SST
Modello trasferimento di calore	Total energy
Forza di gravità [m/s ²]	-9,81 sull'asse y
Densità dell'atmosfera [kg/m ³]	1,225
Pressione atmosferica [Pa]	101325
Initialisation scheme	Hybrid
Accoppiamento Pressione-Velocità	Coupled
Solver	Pressure-Based
Time	Steady

Per quanto riguarda il criterio di convergenza, è stata utilizzata l'impostazione predefinita del solutore, che implica il raggiungimento dei valori stabiliti di *scaled residuals*.

2.4. Caso 2: monitoraggio sala operatoria

Per la simulazione del blocco operatorio, si considera il Satellite Ovest, la cui zona di interesse è rappresentata nelle figure 2.21 e 2.22:

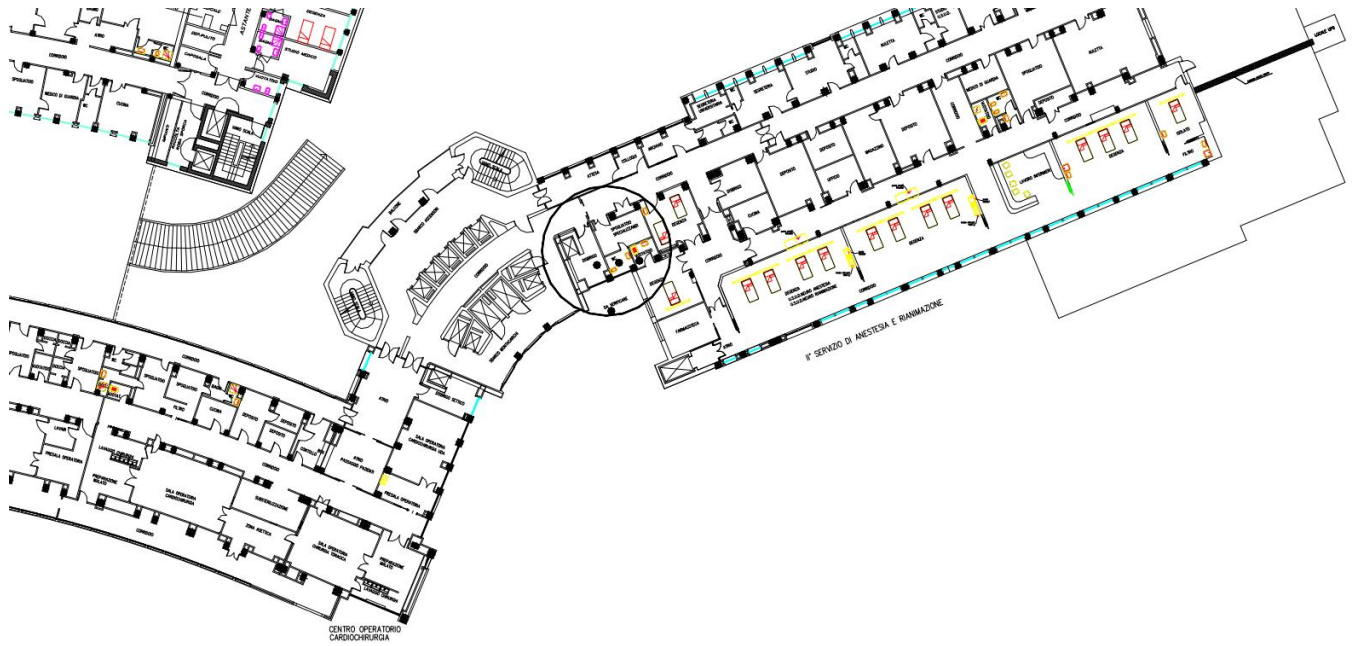


Figura 2.21: Planimetria U.O. Cardiochirurgia

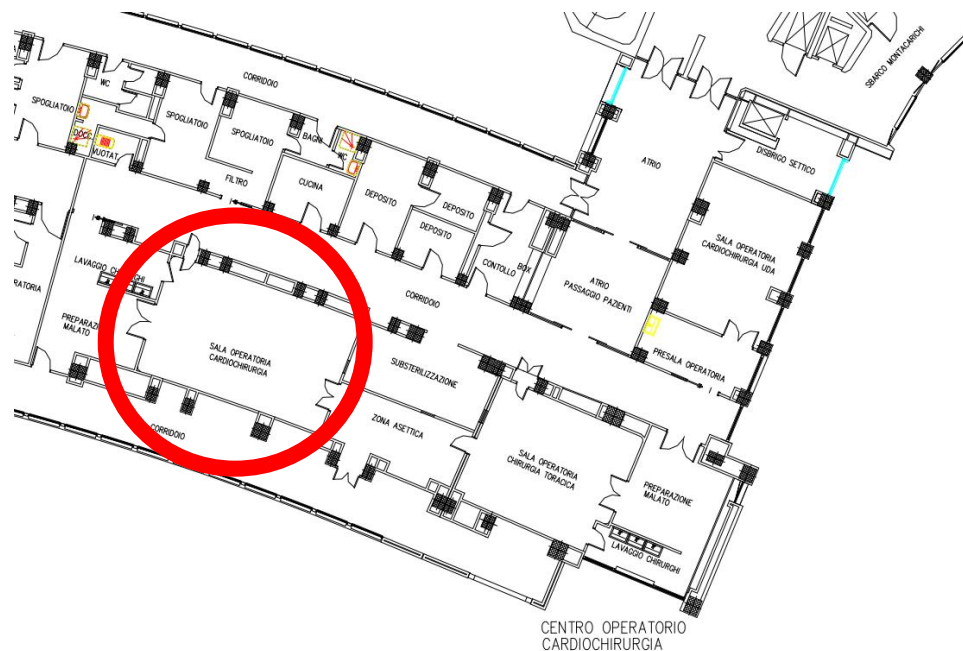


Figura 2.22: Sala operatoria cardiochirurgia

La sala operatoria dell'U.O. Cardiocirurgia cerchiata nell'illustrazione precedente, è parte dell'ospedale dove non sono previsti dei sistemi di monitoraggio per quanto riguarda la rilevazione del protossido d'azoto; allora, tramite Ansys® Fluent, si andrà a simulare una perdita di N₂O durante la procedura di intubazione che risulta essere una fase critica prima dell'operazione al paziente. Come sorgente della dispersione, si considera l'apparecchiatura con la quale si fornisce il gas per l'anestesia. Lo scopo è quello di fornire alla struttura ospedaliera delle strategie per il controllo e sottolineare l'importanza dei sensori di monitoraggio in un locale molto delicato, quale la sala operatoria, con la possibilità di studiare e analizzare l'andamento e il comportamento della dispersione del gas, in seguito a una possibile rottura della cannula e/o maschera per la procedura di anestesia. Come riscontrato nei paragrafi precedenti, i gas anestetici arrecano problemi non del tutto irrilevanti agli operatori; il fine resta sempre la tutela del personale sanitario e dei pazienti.

Secondo il D.P.R. 14/1/1997 e la Circolare Ministeriale 13011/74, si prescrive per la sala operatoria un numero di rinnovi orari $N \geq 15$ (solo aria esterna). Questo flusso svolge la funzione essenziale di contenere la concentrazione di agenti anestetici e di altri contaminanti ambientali. Un numero maggiore di ricambi d'aria, rispetto al valore sopra indicato, si può ottenere aggiungendo adeguate quantità di aria, anche ricircolata. La ricircolazione dell'aria è consentita a condizione che: l'aria ricircolata provenga dalla stessa sala operatoria oppure l'aria ricircolata subisca gli stessi stadi filtranti, secondario e finale, prescritti per l'aria di rinnovo. In altri locali del reparto operatorio adiacenti alla sala oggetto di intervento e studio (locali per il pre e post intervento, lavaggio e preparazione del paziente), il numero di ricambi con aria esterna risulta essere $N \geq 6$.

Nella figura 2.23 [28] successiva si rappresentano i differenti sistemi di immissione dell'aria nella sala operatoria: a) da bocchetta lineare in parete laterale; b) da plenum d'angolo; c) da diffusori a soffitto; d) da cappa con lamiera forata sopra il letto operatorio; e) da cappa con getti direttori; f) da diffusori a soffitto e tubo circolare perforato nel campo operatorio.

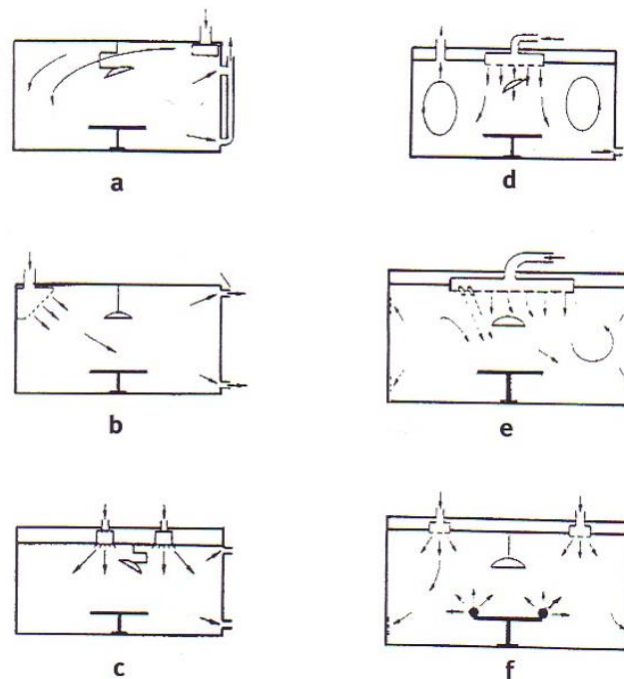


Figura 2.23: Sistemi di immissione dell'aria nella sala operatoria [28]

Mentre nella figura 2.24 di seguito, degli esempi di sistemi di distribuzione dell'aria in sala operatoria: a) con flusso delimitato da barriere d'aria perimetrali; b) con ugelli di supporto del flusso d'aria.

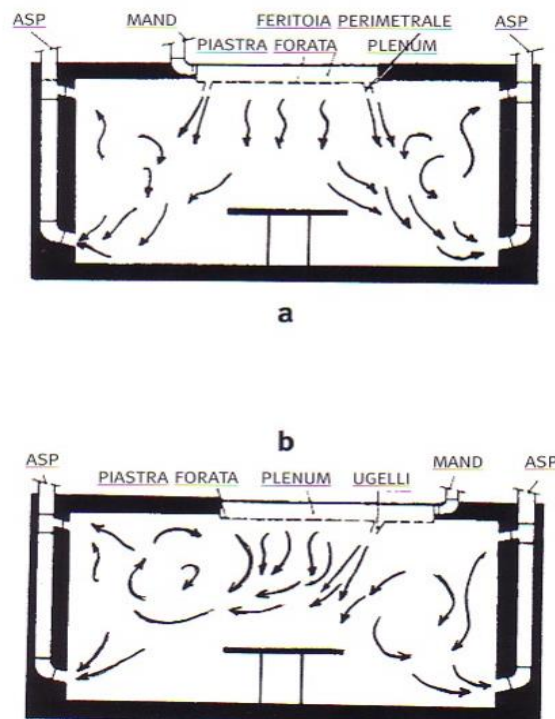


Figura 2.24: Sistemi di distribuzione dell'aria nella sala operatoria [28]

Sempre secondo la normativa corrente, a seconda della tipologia utilizzata, si hanno differenti architetture dei sistemi di ventilazione. Difatti, nel caso di distribuzione a flusso unidirezionale, sia parziale che totale, la quantità dei ricambi orari N all'interno

della zona direttamente interessata dalla colonna d'aria dell'impianto è notevolmente superiore ai 15, con velocità residue dell'aria sugli operatori comprese tra 0,20 e 0,40 m/s. Velocità così elevate impongono un grado di sotto raffreddamento dell'aria immessa molto basso (3-4°C), ovvero per avere una temperatura media ambientale di 24°C occorre immettere aria con temperatura non inferiore ai 20-21°C.

Come quanto specificato dall'Istituto Superiore per la Prevenzione e la Sicurezza del Lavoro, nel Dipartimento Igiene del Lavoro [27], al fine di non compromettere l'azione e l'efficacia dell'impianto di condizionamento nel controllo della contaminazione ambientale e, dunque della sicurezza di pazienti ed operatori, le porte devono essere tenute aperte per periodi brevi; se ciò è incompatibile con la funzione e il livello di contaminazione dei locali collegati, deve essere interposto un locale filtro, la cui funzione può essere assicurata soltanto impedendo che le sue porte di accesso e di uscita possano essere aperte contemporaneamente. Tutto il blocco operatorio deve trovarsi in sovrappressione rispetto all'esterno. Le pressioni relative dei locali varieranno a seconda del loro livello di contaminazione accettato. La sala operatoria sarà generalmente il locale a pressione più alta [27-28].

Tuttavia, il rischio chimico al quale viene data una maggiore rilevanza nell'ambito della sala operatoria è quello legato all'utilizzo di agenti anestetici, come già ribadito nei paragrafi precedenti. Al momento attuale le acquisizioni scientifiche hanno dimostrato che alcuni gas anestetici, quale N₂O, presentano una maggiore tossicità rispetto ai liquidi volatili anestetici (ad esempio sevoflurano e desflurano) [8] motivo per il quale è stato scelto come oggetto di studio per questo lavoro di tesi. Risulterebbe perciò opportuno evitarne, per quanto possibile, l'utilizzo a eccezione di particolari esigenze nell'ambito di tecniche chirurgiche e/o anestesilogiche. Come prescrivono le linee guida sugli standard di sicurezza e di igiene del lavoro nel reparto operatorio, la misura delle portate di aria immessa dall'impianto di condizionamento va effettuata direttamente in sala operatoria, a valle del plenum di immissione dell'aria. La misura della velocità dell'aria può essere correttamente effettuata mediante l'utilizzo di anemometri a filo caldo. La misura va effettuata su un numero di punti, non meno di 4 punti [8]:

$$N = \sqrt{10 \cdot S} \quad (2.11)$$

dove S indica la superficie della sala espressa in m².

Per UNI EN ISO 14644-3:2006, l'elemento della sonda di misura deve essere posizionato perpendicolarmente al flusso unidirezionale e si deve porre attenzione che nulla sia interposto tra il flusso d'aria e l'elemento di misura, in modo da evitare la produzione di turbolenze.

Per la simulazione, considerando le linee guida ISPESL:

$$W = N \cdot V \quad (2.12)$$

Dove N rappresenta i ricambi d'aria [h⁻¹] e V [m³] il volume della sala operatoria cardiocirurgica.

2.4.1. Geometria

Come il caso precedente, si è creata la struttura di base della sala operatoria rappresentata dalla figura 2.25 alla 2.28, nelle quali personale medico e paziente sono stati rappresentati attraverso forme cilindriche:

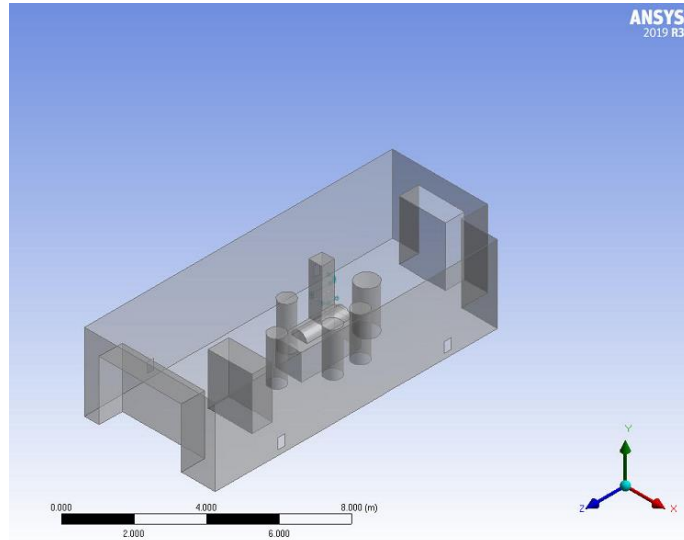


Figura 2.25: Geometria sala operatoria

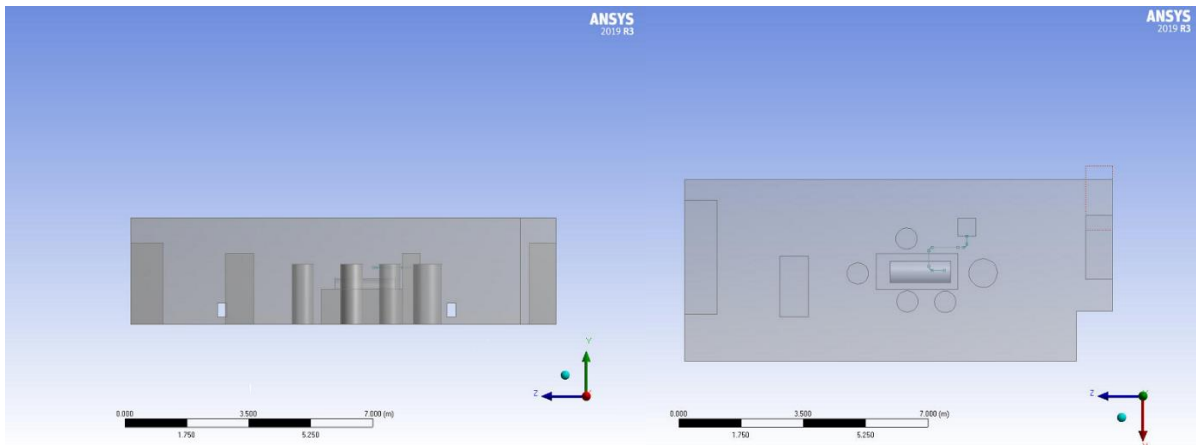


Figura 2.26: Prospetto piano ZY

Figura 2.27: Prospetto piano ZX

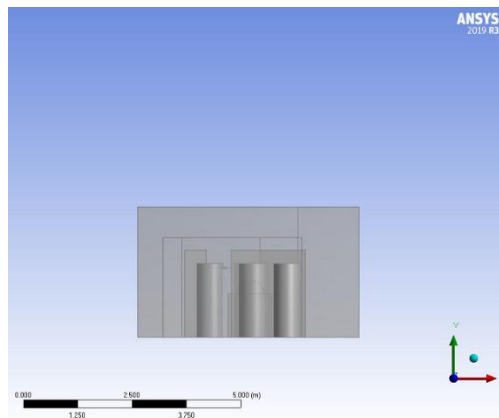


Figura 2.28: Prospetto piano YX

Nel dettaglio di figura 2.29 è riportata la geometria con la quale si è schematizzata la cannula per la somministrazione del gas anestetico, che risulta essere la sorgente per questo secondo caso studio:

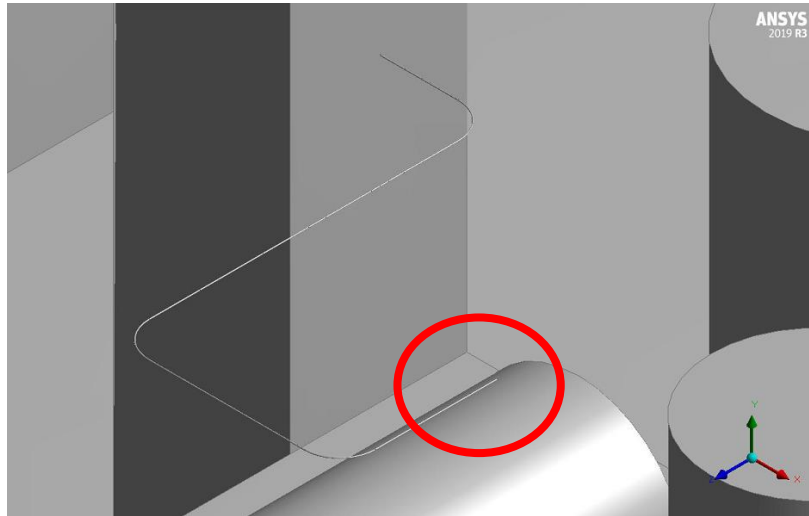


Figura 2.29: Raccordo cannula

2.4.2. Mesh

Per la *mesh* della sala operatoria sono stati utilizzati i parametri evidenziati nella tabella 2.6. Mentre nelle figure 2.30-2.31(a)-2.31(b) e 2.32 è possibile vedere la *mesh* dell'intero dominio e della sorgente, considerando sempre lo stesso concetto descritto nel paragrafo 2.3.2.

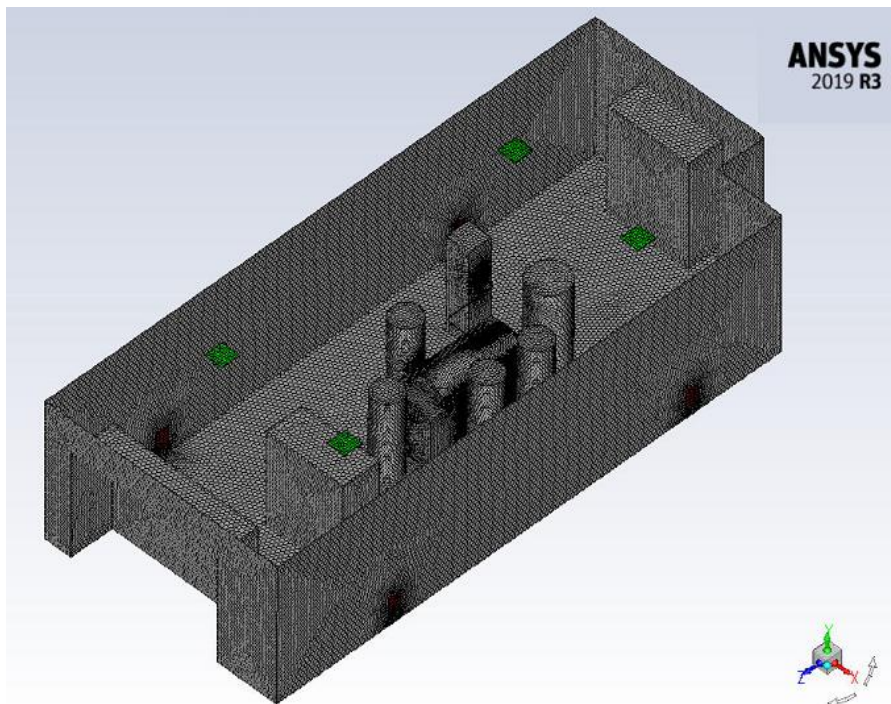


Figura 2.30: Mesh sala operatoria isometrica

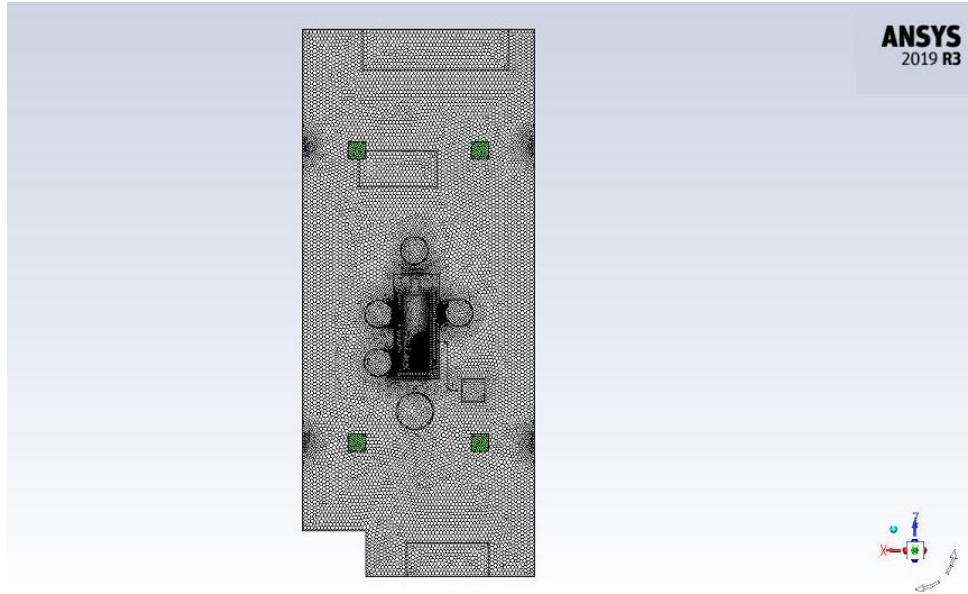


Figura 2.31 (a): Mesh sala operatoria piano ZX

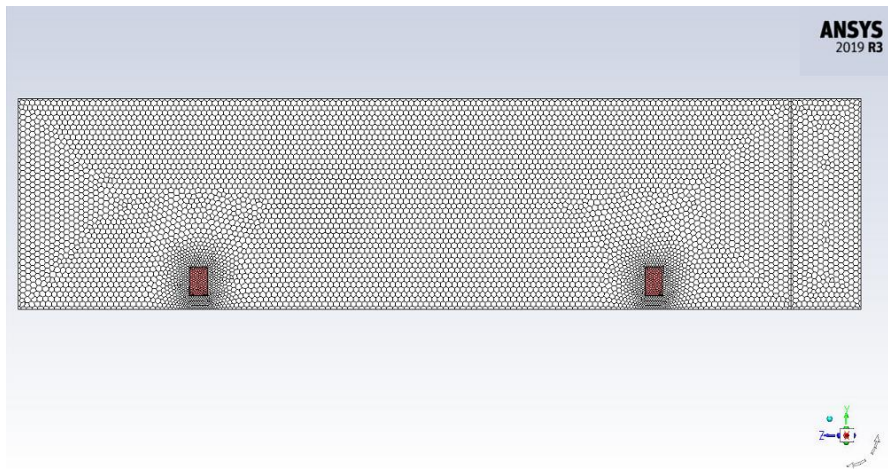


Figura 2.31 (b): Mesh sala operatoria piano ZY

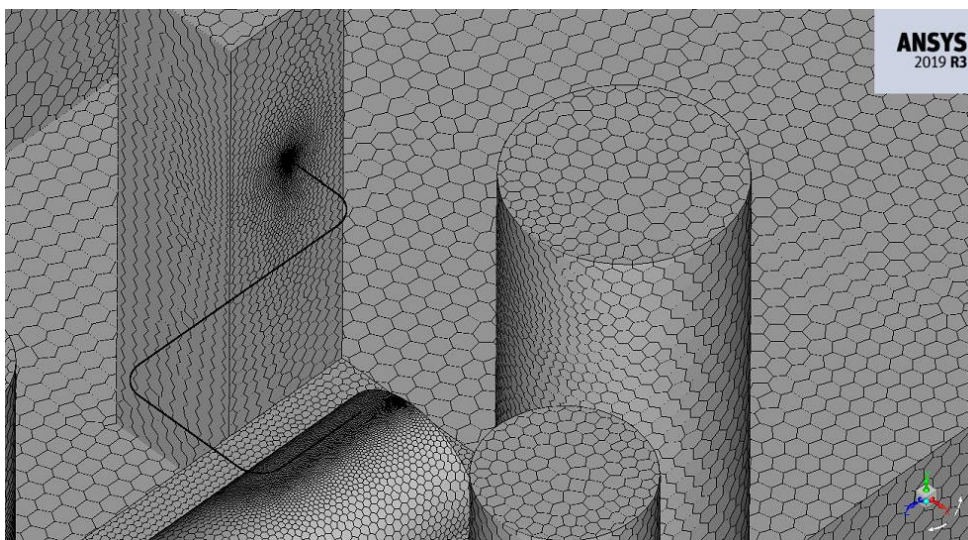


Figura 2.32: Mesh raccordo apparecchiatura-cannula-paziente

Tabella 2.6: Parametri mesh

Growth Rate	1,1
Dimensione massima [cm]	8
Numero di celle minimo [cell/sup]	8
Elements	7136916

Per questo caso studio è stato necessario ricorrere alla *mesh* di tipo “*poly – hexcore*” permette di ridurre il numero di celle del 15% rispetto a una *mesh* classica poliedrica. La scelta è stata dettata dal fatto che la sala operatoria costituisce un ambiente più grande rispetto a quello analizzato nel caso studio 1 e utilizzando lo stesso criterio di creazione della *mesh* il processo di calcolo sarebbe stato troppo oneroso da un punto di vista computazionale. Nella zona di interesse, ovvero sia quella rappresentata dal raccordo, la *mesh* risulterà più fitta per lo stesso motivi discusso nel paragrafo 2.3.2.

2.4.3. Setup fluent

Per la sala operatoria da analizzare, in primo luogo si sono impostati tutti i dati utili alla modellazione.

Tabella 2.7: Condizioni ambientali e geometriche

Temperatura [°C]	22
Umidità [%]	40
Superficie sala operatoria [m²]	61,2
Volume sala operatoria [m³]	183,6
Velocità aria [m/s]	0,3
Ricambi d'aria [h⁻¹]	15
Frequenza di ventilazione [vol/h]	20

La leggera sovrappressione di 0,04 bar (valore reperito in ospedale) caratteristica delle sale operatorie è stata ottenuta impostando una portata di aspirazione leggermente minore rispetto alla portata emessa dalle bocchette di areazione poste sul controsoffitto

L'impiego routinario dell'anestesia che utilizza l'anestetico inalatorio alogenato per il mantenimento dell'ipnosi intraoperatoria, presenta notevoli vantaggi in termini economici, ambientali e clinici. La tecnica di re-inalazione dei gas anestetici ispirati con erogazione di FGF (Flusso Gas Freschi) bassi consente un notevole risparmio di

gas medicali (ossigeno) e di anestetici inalatori alogenati (sevoflurano, desflurano). Inoltre, la re-inalazione dei gas anestetici grazie all'impiego di un circuito semichiuso dotato di un dispositivo assorbitore di CO₂ (canestro di calce sodata), riduce notevolmente il tasso di inquinamento ambientale causato dall'aerodispersione degli anestetici inalatori nel comparto operatorio e quindi all'esposizione degli operatori sanitari [29]. I parametri fondamentali per il circuito di anestesia sono:

- Il consumo di ossigeno al minuto;
- Il peso corporeo del paziente;
- L'impedenza offerta alla circolazione del FGF all'interno del circuito, se si tratta di un circuito per adulti o di un circuito pediatrico.

Con riferimento a quanto detto sopra, si fa riferimento all'Equazione di Brody che esprime il multiplo del consumo di O₂ (VO₂) del paziente, ovvero valuta il consumo di ossigeno in base alla richiesta metabolica del paziente e lo esprime come multiplo [29]:

$$VO_2 = 10 \cdot BW [kg] \cdot 0,75 \left[\frac{ml}{min} / m^2 \right] \quad (2.13)$$

Il valore "basale" del VO₂ è pari a 3,5 ml/kg/min, quindi in un paziente di 70 kg = 242 ml/min. Brody esprime il multiplo di 3,5 ossia 10 ml kg/min per definire il FGF "basale" da fornire a un paziente in anestesia generale senza che la richiesta metabolica di O₂ venga messa a rischio. Lavorare con i multipli successivi di questo valore "basale" 10 come per esempio 20-50-150 ml/kg/min, significa fornire una disponibilità di FGF di O₂ sempre più elevata e sapere con precisione con che tipo di un circuito stiamo lavorando: a flussi minimi, bassi, intermedi o alti.

Nel caso studio si ipotizza un paziente di 70 kg e una fascia di flusso di 10 ml/min e 150 ml/min; risolvendo l'equazione di Brody si ottengono:

1. 525 ml/min dove il paziente è in circuito chiuso a flussi minimi;
2. 7,8 l/min dove il paziente è in circuito aperto ad alti flussi.

Al fine della simulazione è stato necessario convertire la portata in kg/s. Consultando il NIST, il valore in condizioni standard di N₂O della densità risulta 1,8087 kg/m³, trasformando diventa:

1. $1,58 \cdot 10^{-5}$ kg/s;
2. $2,35 \cdot 10^{-4}$ kg/s.

3 Risultati e discussioni

In questo lavoro di tesi sono stati simulati due scenari che, durante la frequenza in Spedali Civili di Brescia, si sono presentati con un livello di criticità per la sicurezza. Pertanto, dopo aver simulato entrambi i casi, in questo capitolo si discuterà dei risultati ottenuti e delle possibili misure di mitigazione e strategie di controllo. Le intenzioni, di queste simulazioni, sono finalizzate a dare un tornaconto a livello pratico, guidando il dimensionamento con caratteri tecnici e allo stesso tempo mantenere i requisiti sulla sicurezza.

3.1. Analisi Heliox

Per quanto concerne la simulazione del gas heliox in U.O. Anestesia e Rianimazione Pediatrica, le criticità sono state quello di aver individuato uno stoccaggio non idoneo per la bombola e la scelta di voler posizionare un sensore di ossigeno per monitorare la percentuale di O_2 in caso di perdita o di danneggiamento della bombola, il che risulterebbe senza senso perché l'ossigeno presente nella bombola ha la stessa frazione molare dell'ossigeno contenuto nell'aria.

Con la CFD a disposizione, si è simulato e poi analizzato un getto ad alta pressione in un ambiente confinato per andare a studiare il suo comportamento e, successivamente, il posizionamento corretto del sensore di elio. Questo gas è un'alternativa all'aria-ossigeno durante il supporto ventilatorio del paziente, questa terapia però non ha mai guadagnato una grande popolarità nonostante i benefici. Di conseguenza, lo studio originale della simulazione di un gas così particolare, ha suscitato interesse.

Per la sicurezza della mobilità delle bombole di heliox, è opportuno considerare che i fornitori aggiungono gas puri in una bombola uno alla volta, utilizzando il metodo gravimetrico, ossia pesando la bombola e il contenuto durante il riempimento, per fornire la miscela di gas più accurata. Tuttavia, i gas sono stratificati e non si mescolano rapidamente. I gas altamente compressi si comportano quasi come liquidi e si mescolano lentamente; l'unico processo di miscelazione è la diffusione, se non esiste nessun altro metodo di miscelazione, come la rotazione della bombola su rulli fino alla completa miscelazione. Ma l'ipossia è uno dei rischi più probabili in seguito a una rottura di un componente della bombola o degli strumenti per la somministrazione. Un altro rischio importante legato a questa miscela è quello dell'ipotermia e delle ustioni da congelamento, l'heliox deve essere usato con cautela a causa della sua elevata conduttività termica, soprattutto quando il gas viene somministrato per periodi prolungati, però questo rischio può essere evitato con riscaldamento e umidificazione dell'heliox impiegando dispositivi specifici [30].

Considerando gli scenari possibili, per la simulazione, si considera la porta d'ingresso come aperta, e come outlet, perché se fosse chiusa la stanza sarebbe "chiusa ermeticamente" da un punto di vista della simulazione, e sarebbe dunque soggetta a sovrappressione dovuta alla fuoriuscita di gas. Inoltre, per individuare il punto migliore e strategico per la rilevazione della perdita di elio, oltre a distinguere se le finestre fossero chiuse e/o aperte, si sono simulati diversi casi di rotazione della bombola. Per fare questo, il getto della dispersione cambia e si disperde a seconda della configurazione della stanza. Le diverse casistiche sono riassunte in tabella 3.1:

Tabella 3.1: Simulazioni casi diversi della bombola

Caso con le finestre aperte	
Posizione 1	Orientamento a 0°
Posizione 2	Orientamento 90°
Posizione 3	Orientamento 180°
Posizione 4	Orientamento 270°
Caso con le finestre chiuse	
Posizione 1	Orientamento a 0°
Posizione 2	Orientamento 90°
Posizione 3	Orientamento 180°
Posizione 4	Orientamento 270°

L'orientamento a 0° è la convenzione che è stata utilizzata valutando la bombola nella posizione stoccata, ovvero con il foro verso il tavolo.

Di seguito, dagli estratti della simulazione, si analizza la frazione molare dell'elio nella stanza, utilizzando il "contour-He". Dalla figura 3.1 alla figura 3.8 è possibile notare l'orientamento del getto della bombola e la sua dispersione nella stanza, studiando il suo andamento con le casistiche relative alle finestre. Si può osservare che, con le finestre aperte, l'elio viene miscelato abbastanza questo perché la velocità del vento ha una certa influenza nella diluizione con il gas. Mentre con le finestre chiuse l'elio rimane concentrato e tende a disperdersi e a diluirsi di meno.

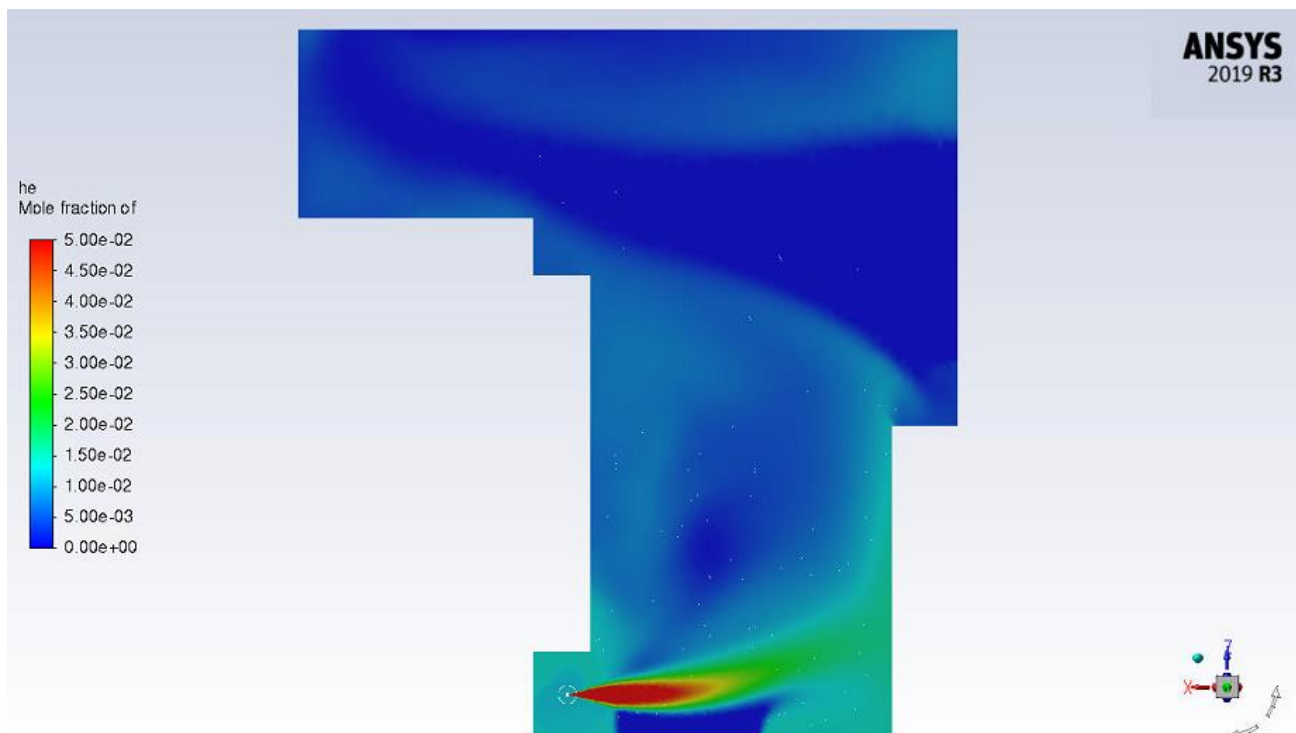


Figura 3.1: Bombola in posizione 1 finestre aperte

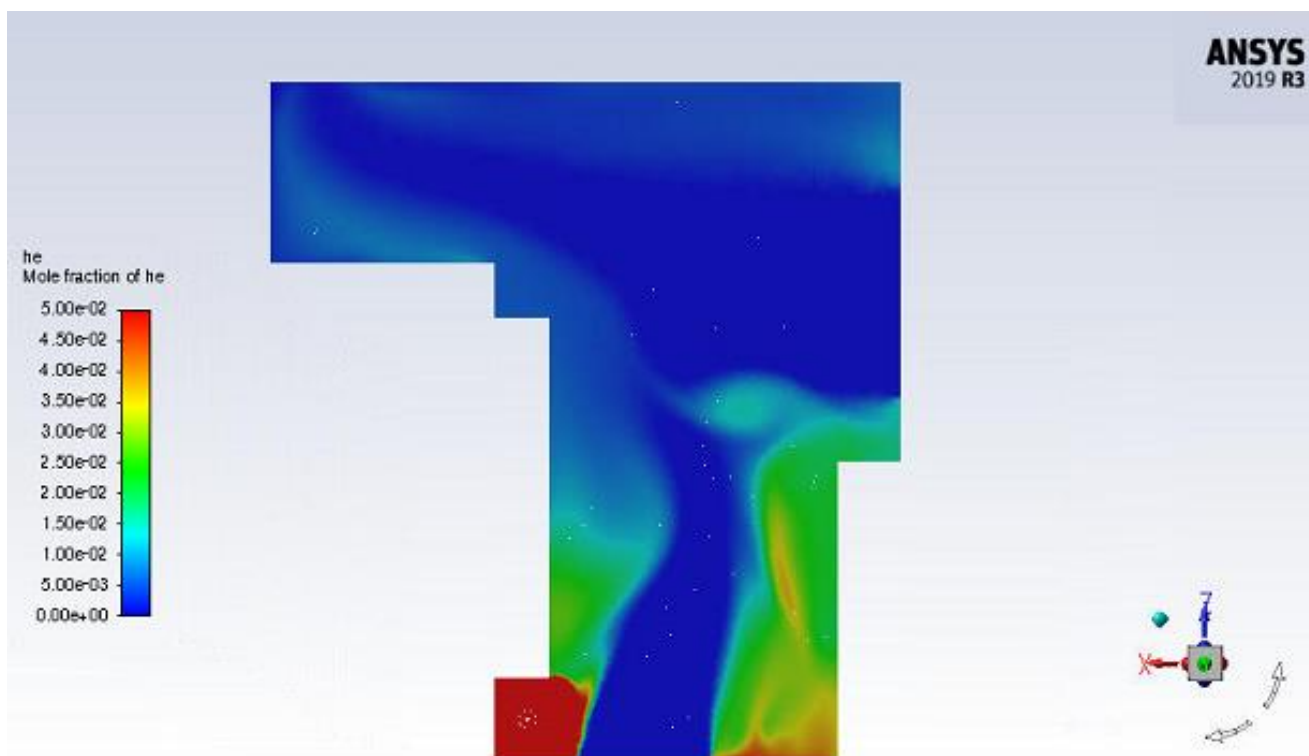


Figura 3.2: Bombola in posizione 2 finestre aperte

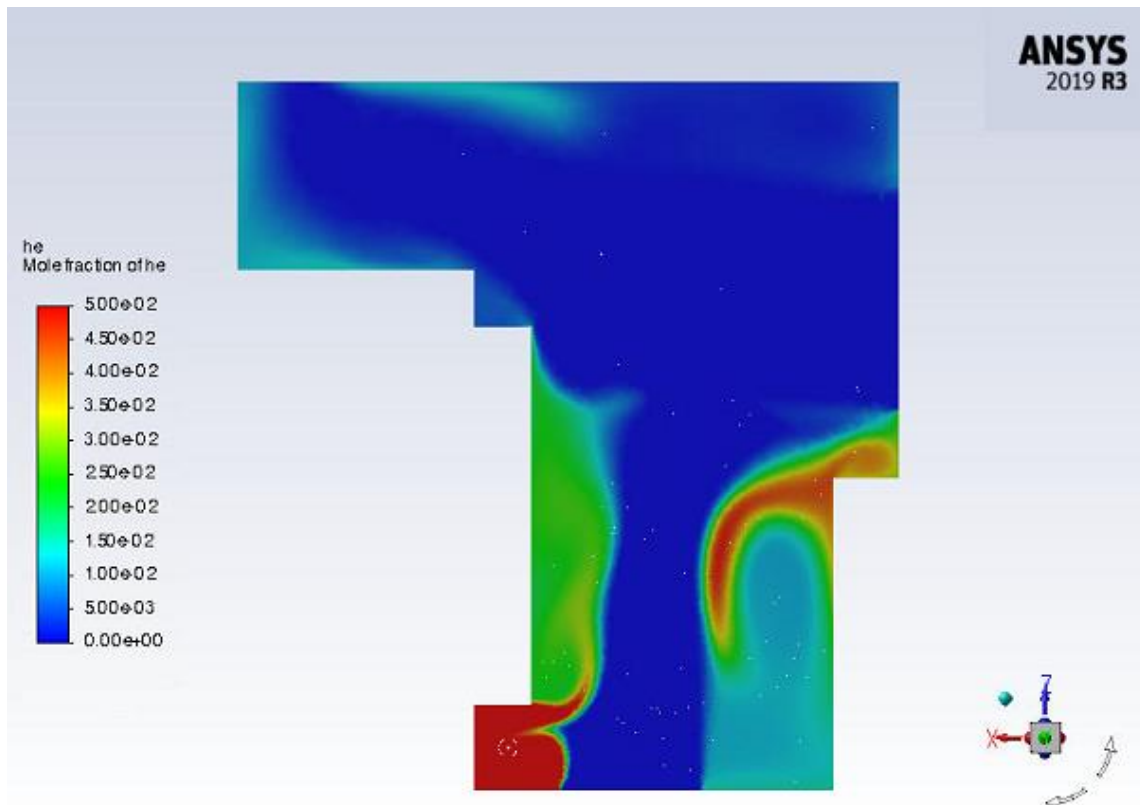


Figura 3.3: Bombola in posizione 3 finestre aperte

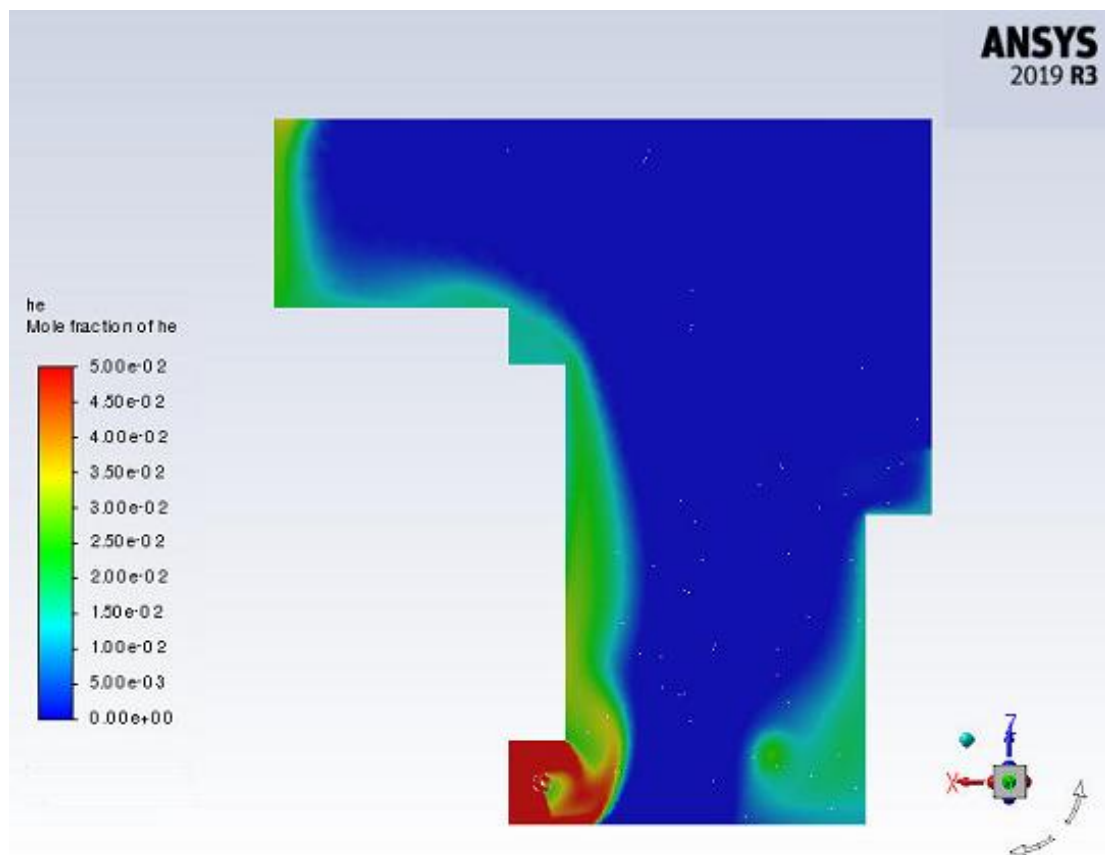


Figura 3.4: Bombola in posizione 4 finestre aperte

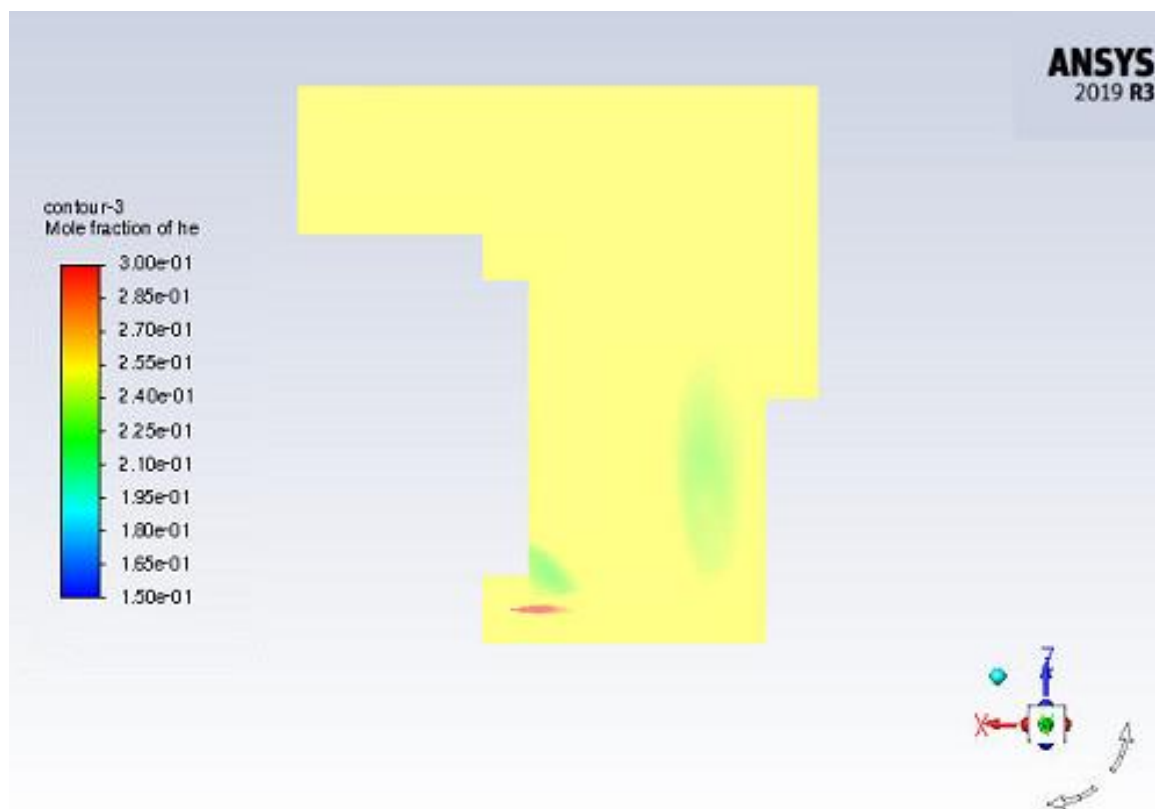


Figura 3.5: Bombola in posizione 1 finestre chiuse

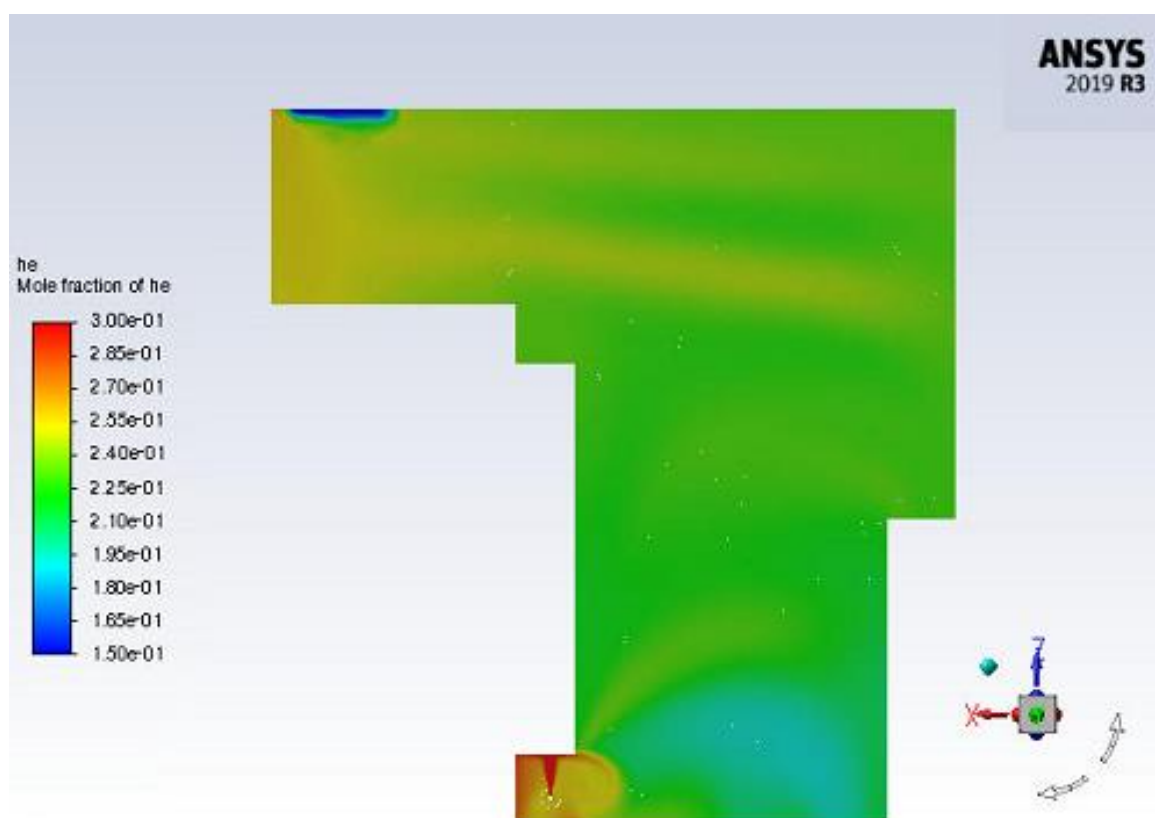


Figura 3.6: Bombola in posizione 2 finestre chiuse

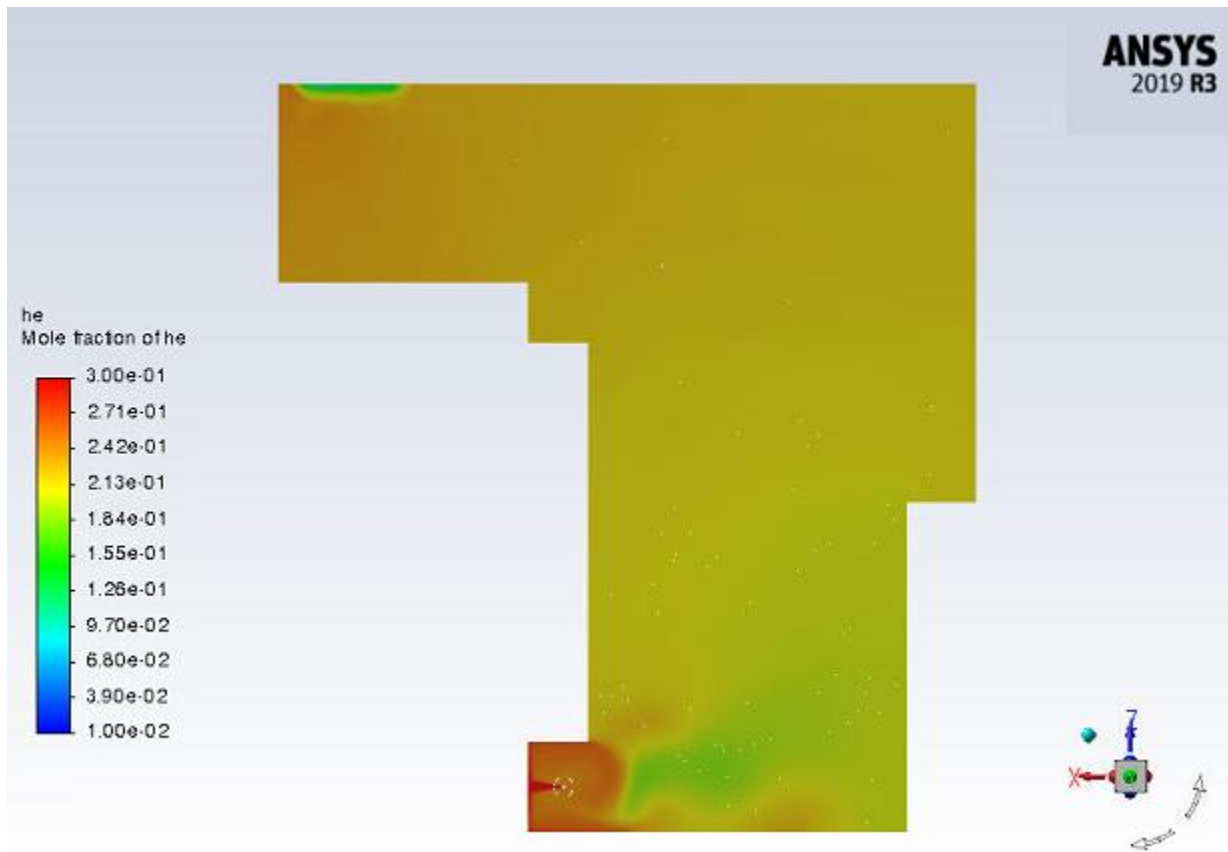


Figura 3.7: Bombola in posizione 3 finestre chiuse

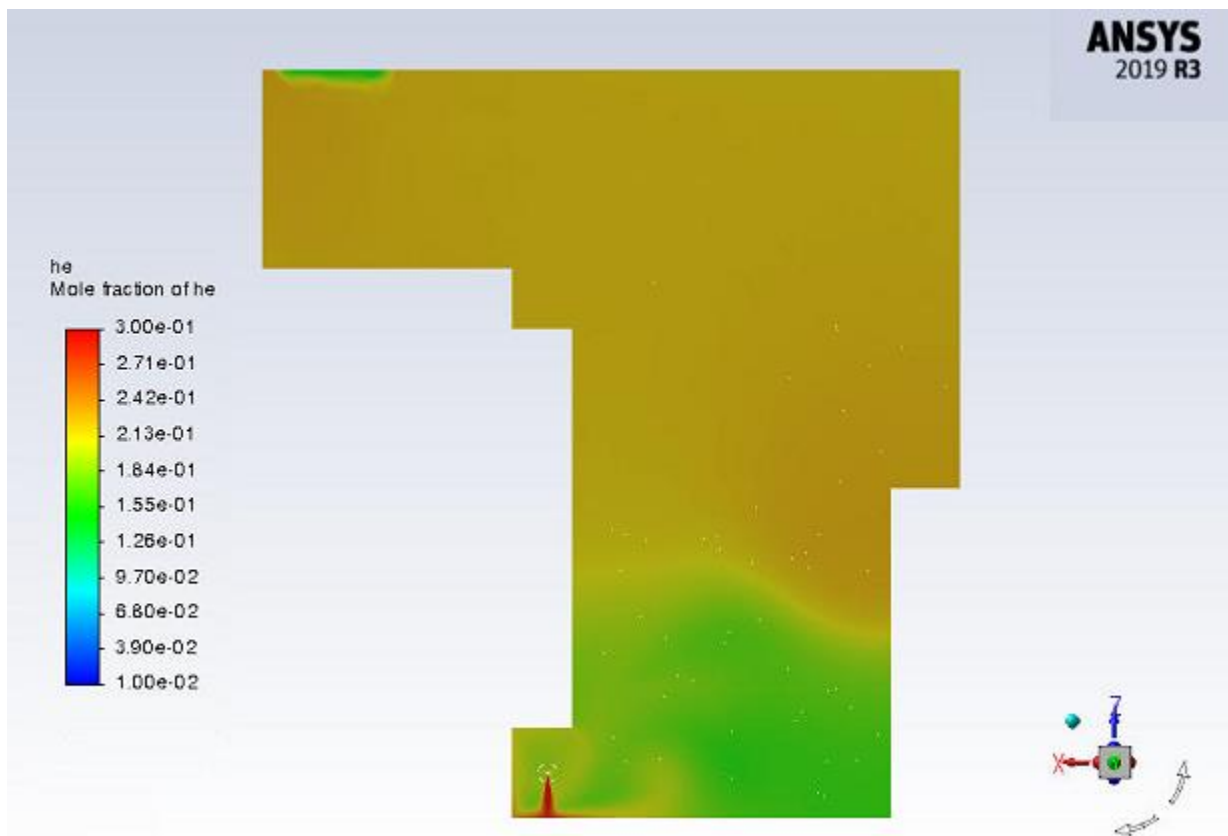


Figura 3.8: Bombola in posizione 4 finestre chiuse

Come riscontrato durante le simulazioni, la percentuale di ossigeno rimane costante al 21% questo perché durante lo svuotamento della bombola l'ossigeno è contenuto in frazione molare uguale a quella dell'ossigeno in aria. Dunque, la scelta di ricorrere al sensore di elio resta la soluzione migliore e l'unica attuabile. Tuttavia, essendo l'elio inerte e in questo scenario diluito con l'aria, non si è riscontrato il problema di anossia nel reparto, ma resta un fattore rilevante la possibile perdita di elio. Quello che si può notare dai risultati delle simulazioni è che, a seconda dello scenario, la frazione molare dell'elio nelle diverse parti della stanza varia. L'analisi di questo particolare scenario è stata dettata anche dal fatto che una fuoriuscita di heliox comporta anche la perdita di un gas che aiuta i pazienti nella terapia e gioca un aspetto importante, anche in termini economici all'ospedale.

Dalle diverse simulazioni, si evidenzia che la soluzione migliore dove posizionare i sensori di elio sono illustrati in figura 3.9:

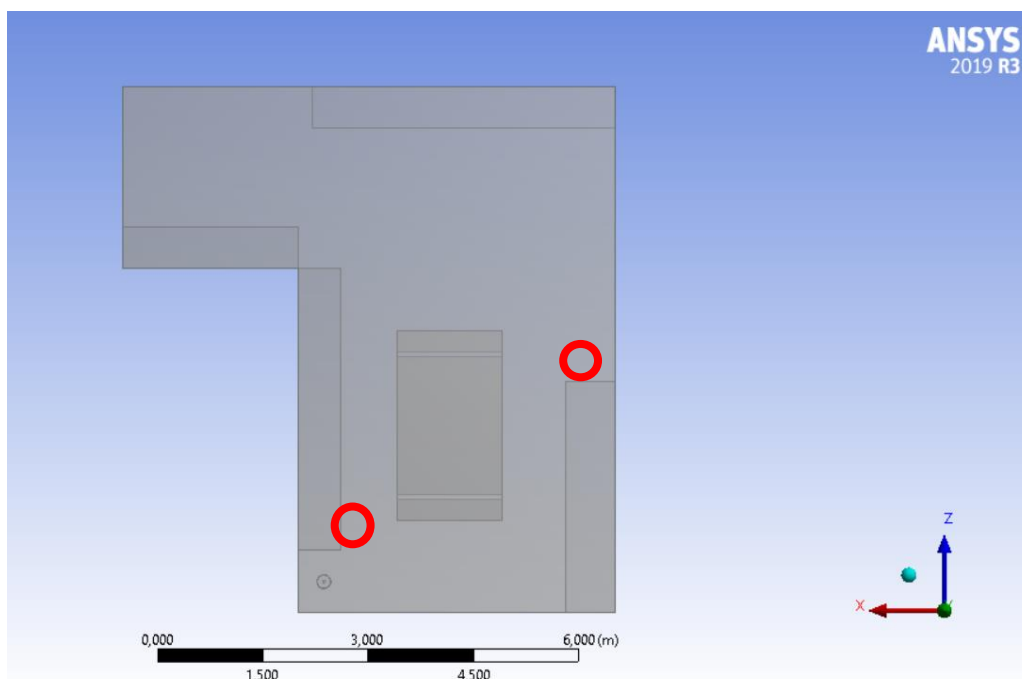


Figura 3.9: Posizionamento sperimentale del rilevatore di elio

Pertanto, tutti i sensori forniscono la possibilità di impostare una soglia di allarme connessa al superamento di un valore che si sceglie di impostare. Tipicamente i sensori di rilevamento di elio sono disposti di due allarmi di 40 mA e la scelta più applicata dai sensori sul mercato, per quanto riguarda l'elio in miscela di gas, arriva a un valore di flusso di elio che corrisponde a 0,5-1 l/min in condizioni standard oppure a una concentrazione minima di 1000 ppm di soglia di sensibilità [31]. Il posizionamento dei sensori scelto, dunque può assumersi valido poiché si hanno delle concentrazioni maggiori della soglia minima.

È opportuno sottolineare che l'ospedale, in questo reparto, presenterà una fase di ristrutturazione. Pertanto, lo studio di questa simulazione è servito anche in questa fase. Parallelamente allo studio di dispersione in un ambiente indoor di una miscela diversa dal contesto industriale, in funzione della capacità di dispersione osservata e analizzata durante le simulazioni, si suggerisce un sito corretto per lo stoccaggio di bombole. Si esamina anche il flusso di medici, infermieri, operatori socio-sanitari e pazienti, ma bisogna fare attenzione anche a ulteriori occupanti che potranno essere presenti in reparto, come: parenti dei pazienti che, essendo pediatrico, saranno i genitori o tutor dei bambini; manutentori e tecnici che incideranno sull'affluenza e la gestione del reparto. Un ulteriore aspetto è la movimentazione delle bombole, dunque la soluzione migliore per lo stoccaggio sarebbe creare un locale adibito solamente allo stoccaggio delle bombole, secondo i requisiti descritti nel paragrafo 1.2.1, possibilmente raggiungibile quando arriveranno i fornitori addetti alle bombole di heliox. Con i risultati della simulazione, si può ben vedere come la frazione molare di He tenda a diminuire, per cui, una considerazione da fare è quella di prevedere un corretto sistema di ventilazione o circolazione dell'aria.

3.2. Analisi N₂O

Per quanto riguarda la simulazione per i gas anestetici nella sala operatoria in U.O. Cardiochirurgia, si ricorda che la criticità è quella di non disporre in questo reparto dei sensori di protossido d'azoto, come detto nel paragrafo 1.3.2. Per questo ultimo, numerosi studi hanno evidenziato la potenziale tossicità di queste sostanze sia a carico degli organi deputati alla loro biotrasformazione ed eliminazione (fegato e rene), sia a carico di altre strutture (sistema nervoso periferico e midollo osseo). Inoltre, sia il protossido d'azoto che gli anestetici alogenati come l'isoflurano, contribuiscono alla distruzione dell'ozono e aumentano l'effetto serra [29]. Mentre per il pericolo fisico legato al N₂O, secondo il regolamento CE 1272/2008 CLP, esso è classificato come gas comburente provocando incendio ed esplosioni (se riscaldato sotto pressione), ma anche sonnolenza, vertigini e se entra in contatto con il liquido può causare ustioni criogeniche.

La simulazione permetterà di analizzare il comportamento del gas al fine di vedere come si disperde nella sala operatoria; esso rappresenta un valore aggiunto valutando che già una ditta esterna appaltatrice si occupa del monitoraggio. Però nella sala operatoria di interesse, la ditta non ha predisposto i sensori di monitoraggio del protossido di azoto e quindi questo sistema dovrà essere implementato. È stata fatta questa simulazione per convalidare "sperimentalmente" la dispersione e la validità della posizione dei sensori adottata nelle altre U.O. È evidente che, la simulazione suggerisce la conferma dei sensori a un'altezza da terra di circa 1,40-1,50 m. Il secondo risultato del contributo innovativo del lavoro è che, in quella sala operatoria, si può studiare e analizzare la concentrazione di N₂O. Il sistema di ventilazione prevede quattro bocchette di immissione sul soffitto della sala e quattro bocchette di

aspirazione dell'aria in basso sulle pareti. Conoscendo la portata totale d'aria immessa, quindi di $2.754 \text{ m}^3/\text{h}$ e la densità dell'aria di $\rho=1,225 \text{ kg}/\text{m}^3$, è possibile conoscere la portata della singola bocchetta che risulta essere di $0,234 \text{ kg}/\text{s}$.

Anche in questo secondo caso studio si ha un binomio di simulazioni del flusso che viene somministrato: un alto flusso di N_2O e un flusso minimo di N_2O . Analizzando il caso peggiore, ossia quello ad alto flusso: le figure 3.10 e 3.11 mostrano come, in regime stazionario, si disperde il protossido d'azoto. Per rendere più conservativa la simulazione si è usato il valore limite della concentrazione ammissibile per legge, questo per considerare anche il caso peggiorativo, ovvero una concentrazione di 50 ppm. In sezione è possibile vedere la concentrazione di N_2O nella sala operatoria. Come si denota, la concentrazione massima è dispersa nella zona adiacente al raccordo e dove è disposto il paziente. Grazie al sistema di ventilazione e aspirazione si vede come la concentrazione di protossido d'azoto diminuisca man mano che ci si allontana dalla sorgente. Inoltre, nella scala della frazione molare si è impostato un range con un minimo di zero e un massimo di 50ppm.

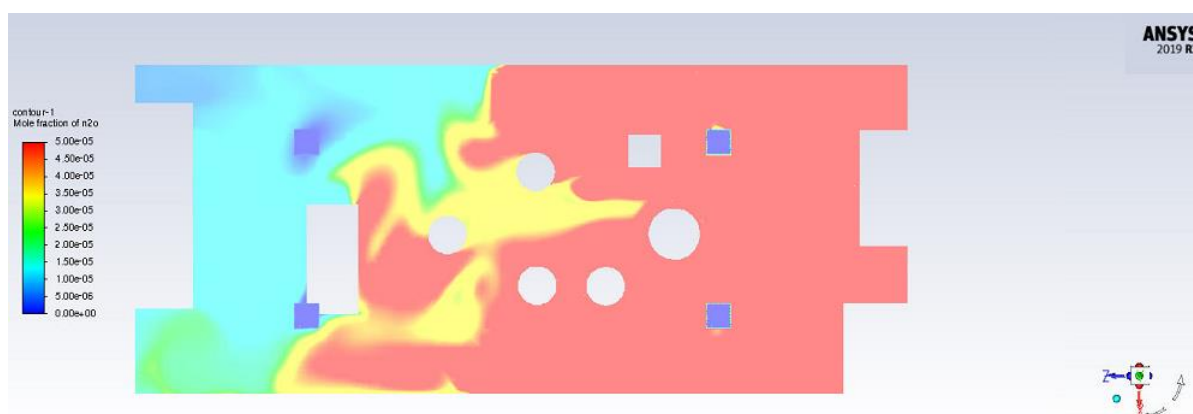


Figura 3.10: Visualizzazione piano ZX della concentrazione ad alto flusso

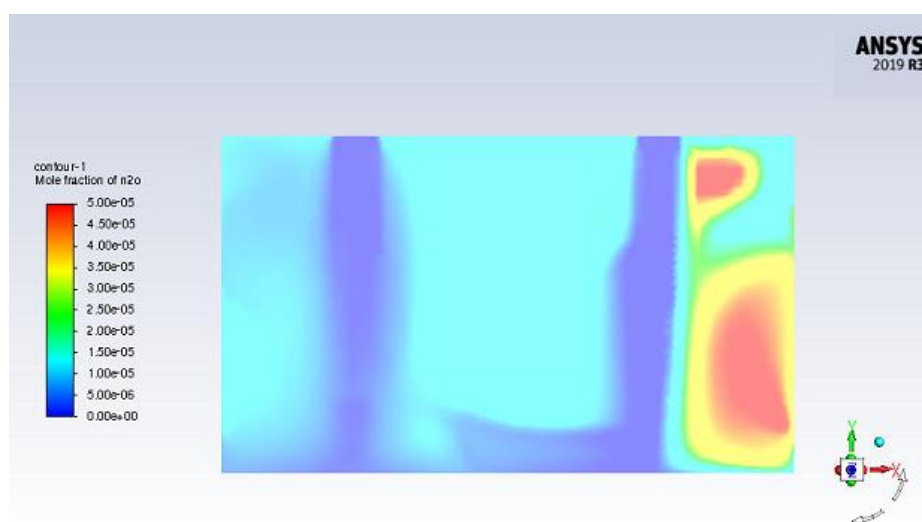


Figura 3.11: Visualizzazione piano YX della concentrazione ad alto flusso

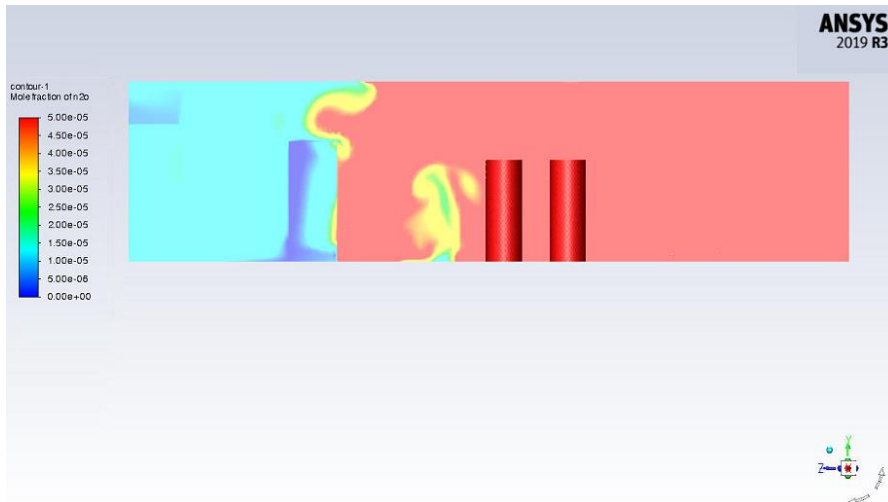


Figura 3.12: Visualizzazione piano YZ della concentrazione ad alto flusso

In sezione (figura 3.12) si vede come il pennacchio del protossido d'azoto sia abbastanza influenzato dagli arredi presenti in sala, soprattutto dalle bocchette di aspirazione.

Si vede nella figura 3.13 come la massima concentrazione sia verso destra, questo perché, durante l'intervento, come ausilio all'équipe medica, vi sono dei carrelli che rappresentano degli ostacoli per la dispersione. In più, la bocchetta d'aria presente sul soffitto va a influenzare l'andamento della dispersione.

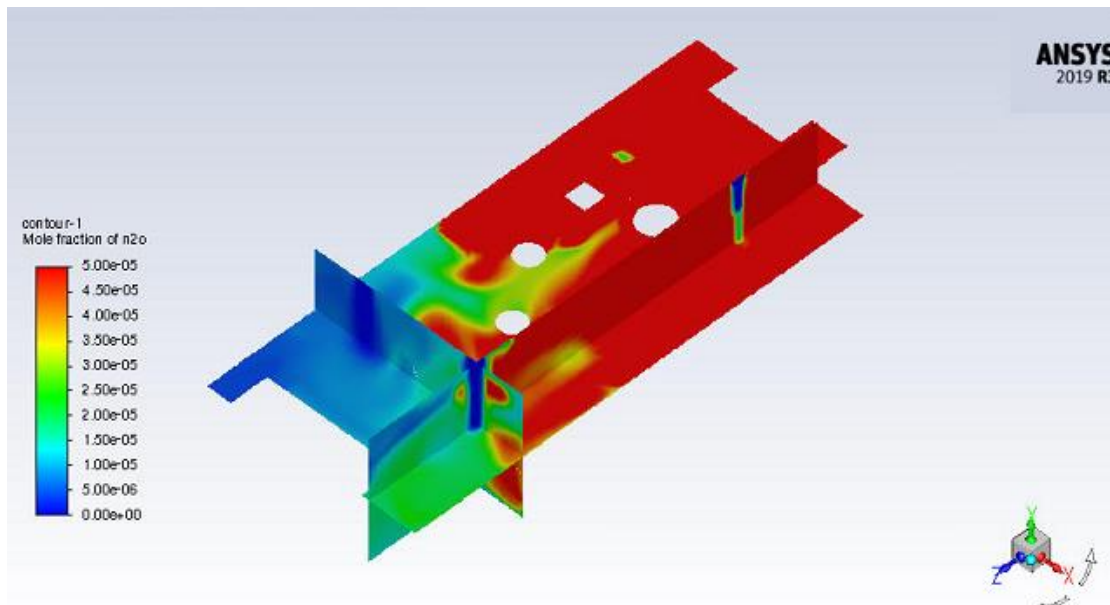


Figura 3.13: Andamento concentrazione isometrica ad alti flussi

Analizzando invece il secondo caso, quello con il flusso minimo: in figura 3.14 è riportata l'*iso-surface* di 50 ppm del protossido d'azoto.

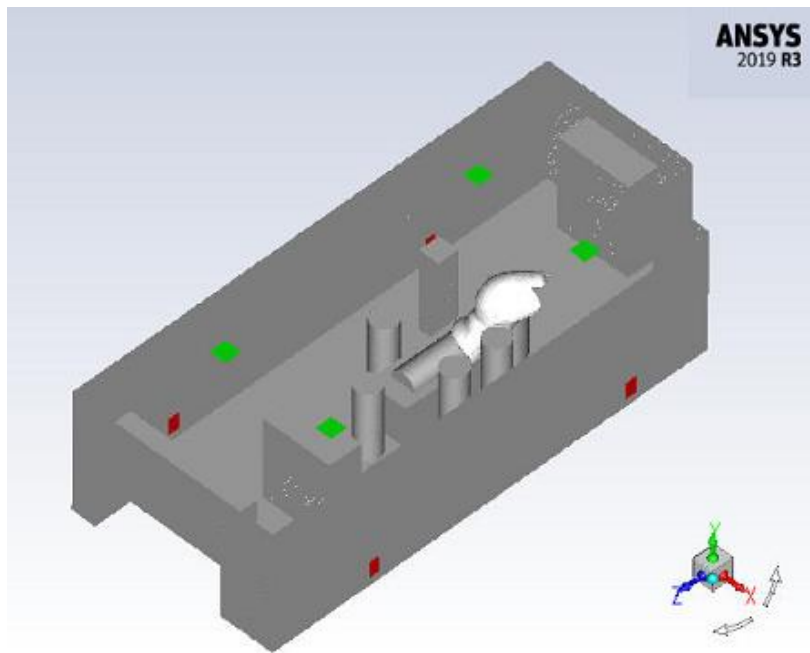


Figura 3.14: Comportamento della concentrazione di N_2O a flussi minimi

Anche in questo caso, si è tenuto il valore massimo ammissibile della concentrazione di N_2O , ma quello che differenzia dal caso precedente è che la portata di gas anestetico che si somministra è quella minima per un paziente di 70 kg. Come si può notare la figura 3.15 e la figura 3.16, la dispersione è più contenuta rispetto alla portata di alto flusso.

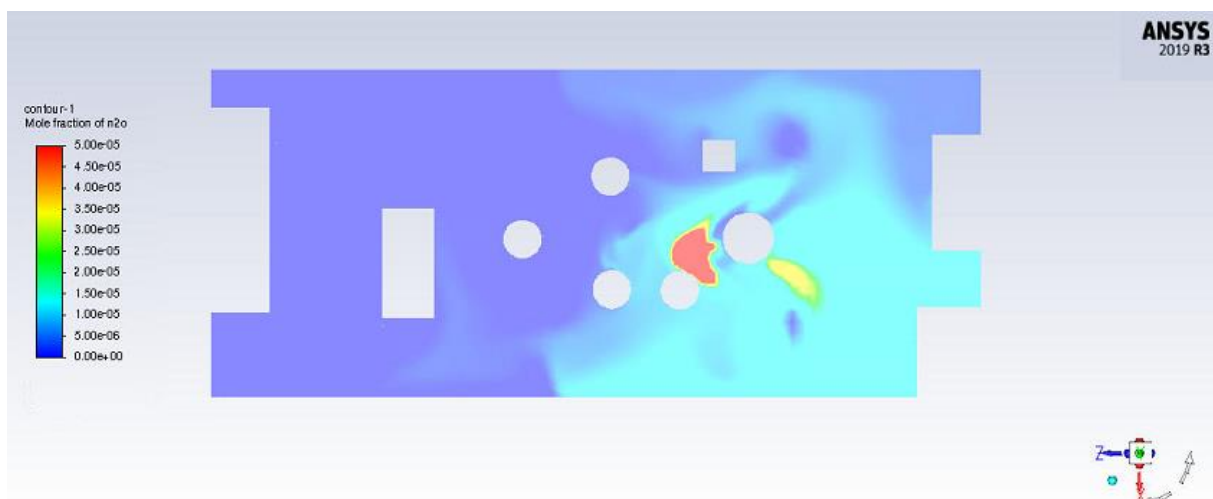


Figura 3.15: Visualizzazione piano ZX della concentrazione a flusso minimo

Mentre in sezione è possibile vedere la dispersione minima, rispetto al caso precedente, della concentrazione di N_2O . Come si osserva, la concentrazione è massima ancora nella zona adiacente al raccordo e dove è disposto il paziente. Mentre si vede come la concentrazione di protossido d'azoto tende a diminuire man mano che

ci si allontana dalla sorgente. In questo caso l'équipe medica sarà esposta a una concentrazione più bassa di N_2O .



Figura 3.16: Visualizzazione piano YX della concentrazione a flusso minimo

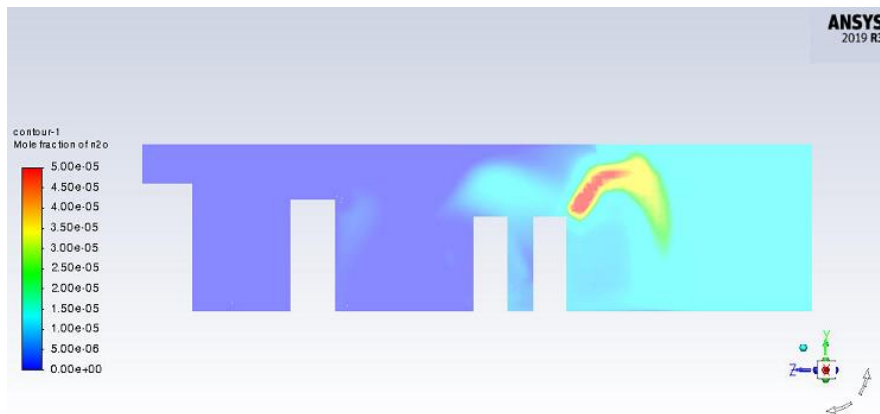


Figura 3.17: Visualizzazione piano ZY della concentrazione a flusso minimo

In sezione (figura 3.17) si vede come il pennacchio del protossido d'azoto sia abbastanza diluito e tenda a valori molto bassi di concentrazione. Si vede nella figura 3.18, in corrispondenza della bocchetta d'aria presente sulla parete, che la concentrazione tenderà ad aumentare leggermente. Ancora una volta, la presenza dei mobili e del sistema di ventilazione in sala operatoria, giocano un ruolo importante per l'andamento.

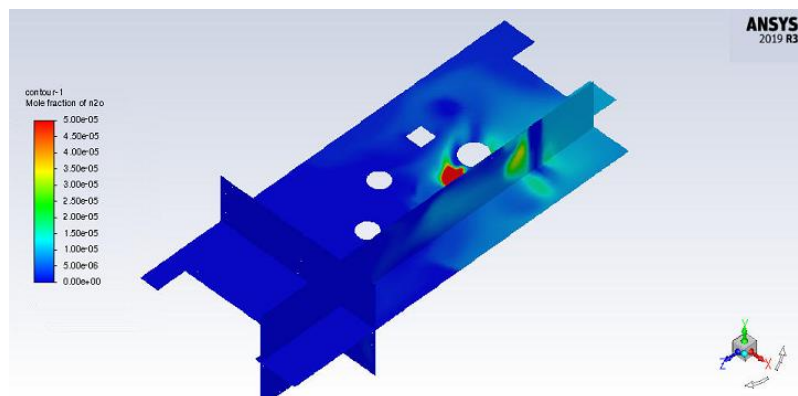


Figura 3.18: Andamento concentrazione isometrica a flusso minimo

4 Conclusioni

Questo lavoro propone di analizzare e confrontare, attraverso la CFD, degli scenari incontrati durante il tirocinio presso ASST degli Spedali Civili di Brescia. Questo lavoro ha permesso di studiare delle problematiche in un ambiente di lavoro estremamente delicato e preciso, con lo scopo di salvaguardare il personale sanitario e i pazienti in condizioni critiche.

Il primo caso studio riguarda un getto ad alta pressione di un gas impiegato per il supporto polmonare nella terapia intensiva pediatrica, ossia l'heliolx. Mentre il secondo caso studio riguarda la dispersione del protossido d'azoto impiegato dai medici anestesisti prima di un intervento. In entrambi i casi è stato opportuno utilizzare la CFD in quanto permette di prevedere meglio le interazioni complesse che si verificano in queste situazioni, permettendo di eseguire un'attenta analisi di sensibilità. Inoltre, l'uso della CFD fornisce dei risultati più precisi ed è preferibile utilizzarlo, specie se lo scenario è congestionato e presenta un gran numero di elementi che potrebbero modificare il comportamento del getto, come per esempio il secondo caso studio della sala operatoria, dove gli ostacoli hanno influenzato abbastanza l'andamento della concentrazione di N_2O . Il contributo di questo lavoro di tesi sui due casi studi è stato utile non solo per l'aspetto sperimentale del modello di dispersione, ma anche per la finalità pratica e gestionale per il personale ospedaliero per far fronte a delle problematiche di questa tipologia.

Per quanto riguarda la bombola di heliolx, la necessità di questo lavoro nasce dal fatto che è stato fatto uno studio sugli scenari di dispersione del gas inserito nel contesto della ristrutturazione dei locali della U.O. Anestesia e Rianimazione Pediatrica, nello specifico come stoccare in maniera opportuna le bombole, come indicato anche nel paragrafo 1.2.1. Di conseguenza, dalla simulazione del modello fatto, emergono delle evidenze che permettono di individuare, a seconda delle differenti rotazioni della bombola, il posizionamento migliore per il sensore di rilevamento dell'elio. Il contributo di questa simulazione è stato quello di dare un significato allo stato attuale delle cose e portare allo sviluppo futuro di una riorganizzazione e ristrutturazione del reparto con delle migliorie.

La simulazione della dispersione di N_2O , ha permesso di individuare che, nella sala operatoria, ci sono zone più o meno esposte al protossido d'azoto. Quindi, come soluzione a questo problema, si potrebbe ricorrere a un sensore personale con una soglia minima minore di 50 ppm, per l'operatore più esposto (il medico anestesista) che grazie a un sistema d'allarme, avvisa che c'è una perdita di gas. Un'ulteriore soluzione potrebbe essere quella di integrare il sistema di evacuazione dei gas

anestetici in accesso oppure aumentare i ricambi d'ora nella sala operatoria, così da evitare accumulo dei gas anestetici.

Dei possibili sviluppi futuri, correlati a questo lavoro di tesi, potranno essere: l'analisi di dispersione della concentrazione di un altro gas anestetico, ossia isoflurano perché è utilizzato tanto durante la procedura anestesiológica; ma si potrebbero analizzare anche i possibili valori di esposizione professionale legati a un monitoraggio biologico in seguito a un'esposizione da gas anestetico. Si potrebbe studiare uno scenario sempre con l'helióx, ma in reparti o luoghi diversi e soprattutto con un pacco bombole e non solo con una singola bombola per analizzare gli scenari plausibili nel locale di stoccaggio.

Bibliografia

- [1] «La sicurezza in ospedale, strumenti di valutazione e gestione del rischio» INAIL, 2012.
- [2] G. Viganò «Ingegneria Clinica agli Spedali Civili di Brescia» presentazione 2022.
- [3] Air Liquide srl «Normativa costruzione impianti gas 7396-1», 2023.
- [4] University of Washington «Anesthetic Gases: safe use guidelines», 2021
- [5] S. Asefzadeh, A.R. Raeisi, A. Mousavi «Risk management status of waste anesthetic gases using ECRI institute standards», Iranian J Publ Health, 2012
- [6] Ellen Regina da Costa Paes, Mariana Gobbo Braz, Joilson Teixeira de Lima, Milana Reis Gomes da Silva, Leilane Bentes de Sousa, Emerson Silva Lima, Marne Carvalho de Vasconcellos, José Reinaldo Cerqueira Braz «DNA damage and antioxidant status in medical residents occupationally exposed to waste anesthetic gases» Acta Cirurgica Brasileira, 2014
- [7] A.G.L. «Burm Environmental Safety in Anaesthesia: Past and Future, Current Anaesthesia and Critical Care» 2000
- [8] Istituto Superiore Per La Prevenzione E La Sicurezza Del Lavoro: Linee Guida Sugli Standard Di Sicurezza E Di Igiene Del Lavoro Nel Reparto Operatorio, 2009
- [9] D. Griffon «Valutazione del rischio gas anestetici in sala operatoria», Tesi Politecnico di Milano, 2016
- [10] James D. McGlothlin, John E. Moenning, Sandra S. Cole «Evaluation and control of waste anesthetic gases in the PostAnesthesia Care Unit (PACU)» Journal of PeriAnesthesia Nursing, 2014

- [11] R. Rota and V. Busini. Modellazione delle Conseguenze di Incidenti Industriali Politecnico di Milano, 2018
- [12] Shane Varughese, MD, and Raza Ahmed, MD «Environmental and Occupational Considerations of Anesthesia: A Narrative Review and Update» 2021
- [13] Dean R Hess PhD RRT FAARC, James B Fink MSc RRT FAARC, Shekhar T Venkataraman MD, In K Kim MD, Timothy R Myers RRT-NPS, and Benoit D Tano MD PhD «The History and Physics of Heliox» 2006
- [14] Timothy R Myers RRT-NPS «Use of Heliox in Children» 2006
- [15] James B Fink MSc RRT FAARC «Opportunities and Risks of Using Heliox in Your Clinical Practice» 2006
- [16] R. Rota e G. Nano «Introduzione alla Affidabilità e Sicurezza nell'Industria di Processo» 2007
- [17] «<https://www.ansys.com/it-it/products/fluids/ansys-fluent>» [Online]
- [18] V. Molkov, D. Makarov and M. Bragin «Physics and modelling of under-expanded jets and hydrogen dispersion in atmosphere» University of Ulster, 2009.
- [19] Fenomeni di trasporto, R. Mauri, Pisa 2003
- [20] L. Carlini «Influenza del terreno su getti ad alta pressione» Master's thesis, Politecnico di Milano, 2019
- [21] J. H. Ferziger and M. Peric «Computational Methods for Fluid Dynamics», Springer, 2002
- [22] E. Franquet, V. Perrier, S. Gibout and B. Pascal «Free underexpanded jets in a quiescent medium» A Review. Progress in Aerospace Sciences, 2015.

- [23] F. Ferrario, A. Mormile «Studio dell'interazione tra un getto a alta pressione e ostacoli cilindrici in serie mediante CFD» Master's thesis, Politecnico di Milano, 2021.
- [24] A. D. Birch, D. R. Brown, M. G. Dodson and F. Swaeld «The structure and concentration decay of high pressure jets of natural gas» Combustion Science and Technology, vol. 36, pp. 249-261,1983
- [25] A. Pincioli, L. Rubbuano «SQUARE-SHAPED OBSTACLE INFLUENCE ON HIGH-PRESSURE JET: A CFD STUDY» Master's thesis, Politecnico di Milano, 2021.
- [26] «Methods for the Calculation of Physical Effects Due to Releases of Hazardous Materials (Liquids and Gases)» Committee for the Prevention of Disasters, 1997
- [27] ISTITUTO SUPERIORE PER LA PREVENZIONE E LA SICUREZZA DEL LAVORO, Dipartimento Igiene del Lavoro [Online]
- [28] La climatizzazione degli ospedali, ISES ITALIA, Gruppo SOGES, 2022
- [29] L'Anestesia inalatoria a bassi flussi, Dr. T. Romano, 2009
- [30] «Opportunities and Risks of Using Heliox in Your Clinical Practice» James B Fink MSc RRT FAARC, 2009
- [31] «Manuale tecnico Protec P3000 (XL), Rilevatore di fughe di elio» INFICON, 2023

Lista delle Figure

Figura 1.1: Rappresentazione Spedale Civile di Brescia

Figura 1.2: Rappresentazione IDGM

Figura 1.3: Passaggi per autorizzazione alla marcatura CE

Figura 1.4: Limiti raccomandati per gas anestetici

Figura 1.5: Misure gruppo "control"

Figura 1.6: Misure gruppo "case"

Figura 1.7: Esposizione in tempo reale delle infermiere nella PACU ai WAGs dei gas anestetici emessi dai pazienti del gruppo "control" per un giorno di procedure chirurgiche (427 minuti)

Figura 1.8: Esposizione in tempo reale delle infermiere nella PACU ai WAGs dei gas anestetici emessi dai pazienti del gruppo "case" per un giorno di procedure chirurgiche (500 minuti)

Figura 1.9: Esposizione cumulata in tempo reale delle infermiere nella PACU ai WAGs dei gas anestetici emessi dai pazienti del gruppo "control" per un giorno di procedure chirurgiche (427 minuti)

Figura 1.10: Esposizione cumulata in tempo reale delle infermiere nella PACU ai WAGs dei gas anestetici emessi dai pazienti del gruppo "case" per un giorno di procedure chirurgiche (500 minuti)

Figura 1.11: Paziente senza sistema ISO-Gard Mask

Figura 1.12: Paziente con il sistema ISO-Gard Mask

Figura 1.13: Serbatoi gas medicale

Figura 1.14 (a): Bombole O₂

Figura 1.14 (b): Bombole vari gas

Figura 1.15 (a): Rifornimento da autocisterna

Figura 1.15 (b): Trasporto bombole

Figura 1.16: Area di stoccaggio

Figura 1.17: Rifornimento da serbatoio

Figura 1.18: Sicurezza per il deposito bombole

Figura 1.19 (a-b): Sistema di distribuzione

Figura 1.20: Prova delle perdite di nuova installazione

Figura 1.21: Riduttori di pressione

Figura 1.22: Unità terminale

Figura 1.23: Bombola heliox

Figura 1.24: Allestimento circuito

Figura 1.25: Allestimento circuito

Figura 1.26: Sala operatoria

Figura 1.27 (a): Impianto gas medicali sulla parete in sala operatoria

Figura 1.27 (b): Impianto gas medicali sui pensili in sala operatoria

Figura 1.28: Prova del sistema di evacuazione dei gas anestetici

Figura 1.29: N₂O sala 2A padiglione A mese di febbraio

Figura 1.30: N₂O sala 4A padiglione A mese di febbraio

Figura 1.31: N₂O sala 4A padiglione D mese di febbraio

Figura 1.32: N₂O sala 5B padiglione D mese di febbraio

Figura 1.33: N₂O sala 2A padiglione A mese di maggio

Figura 1.34: N₂O sala 4A padiglione A mese di maggio

Figura 1.35: N₂O sala 8A padiglione A mese di maggio

Figura 1.36: N₂O sala 9A padiglione A mese di maggio

Figura 1.37: N₂O sala 1B padiglione D mese di maggio

Figura 1.38: N₂O sala 5B padiglione D mese di maggio

Figura 1.39: N₂O sala 1A padiglione A mese di luglio

Figura 1.40: N₂O sala 2A padiglione A mese di luglio

Figura 1.41: N₂O sala 4A padiglione A mese di luglio

Figura 1.42: N₂O sala 5B padiglione D mese di luglio

Figura 2.1: Dispersione gas da una bombola

Figura 2.2: Modello gaussiano

Figura 2.3: Modello integrale

Figura 2.4: Modello CFD

Figura 2.5: Andamento della portata gassosa scaricata attraverso un orifizio al variare del rapporto tra la pressione interna e quella esterna. P = pressione di stoccaggio, P_s = pressione ambiente

Figura 2.6: Near field e far field di una dispersione

Figura 2.7: Suddivisione near field

Figura 2.8: Zona di transizione del getto

Figura 2.9: Rappresentazione far field

Figura 2.10: Semplificazione calcolo livello di Birch

Figura 2.11: Rilascio supercritico di un gas da un serbatoio

Figura 2.12: Planimetria U.O. Anestesia e Rianimazione Pediatrica

Figura 2.13: Area di studio

Figura 2.14: Geometria sala medici anestesisti

Figura 2.15: Prospetto piano ZY

Figura 2.16: Prospetto piano ZX

Figura 2.17: Prospetto piano YX

Figura 2.18 (a): Posizione bombola di heliox

Figura 2.18 (b): Dettaglio bombola

Figura 2.19 (a): Mesh stanza piano ZY

Figura 2.19 (b): Mesh stanza in isometrica

Figura 2.20: Mesh bombola

Figura 2.21: Planimetria U.O. Cardiochirurgica

Figura 2.22: Sala operatoria cardiocirurgia

Figura 2.23: Sistemi di immissione dell'aria nella sala operatoria

Figura 2.24: Sistema di distribuzione dell'aria nella sala operatoria

Figura 2.25: Geometria sala operatoria

Figura 2.26: Prospetto piano ZY

Figura 2.27: Prospetto piano ZX

Figura 2.28: Prospetto piano YZ

Figura 2.29: Raccordo cannula

Figura 2.30: Mesh sala operatoria isometrica

Figura 2.31 (a): Mesh sala operatoria piano ZX

Figura 2.31 (b): Mesh sala operatoria piano ZY

Figura 2.32: Mesh raccordo apparecchiatura-cannula-paziente

Figura 3.1: Bombola in posizione 1 finestre aperte

Figura 3.2: Bombola in posizione 2 finestre aperte

Figura 3.3: Bombola in posizione 3 finestre aperte

Figura 3.4: Bombola in posizione 4 finestre aperte

Figura 3.5: Bombola in posizione 1 finestre chiuse

Figura 3.6: Bombola in posizione 2 finestre chiuse

Figura 3.7: Bombola in posizione 3 finestre chiuse

Figura 3.8: Bombola in posizione 4 finestre chiuse

Figura 3.9: Posizionamento sperimentale del rilevatore di elio

Figura 3.10: Visualizzazione piano ZX della concentrazione ad alto flusso

Figura 3.11: Visualizzazione piano YX della concentrazione ad alto flusso

Figura 3.12: Visualizzazione piano YZ della concentrazione ad alto flusso

Figura 3.13: Andamento concentrazione isometrica ad alti flussi

Figura 3.14: Comportamento della concentrazione di N_2O a flussi minimi

Figura 3.15: Visualizzazione piano ZX della concentrazione a flusso minimo

Figura 3.16: Visualizzazione piano YX della concentrazione a flusso minimo

Figura 3.17: Visualizzazione piano ZY della concentrazione a flusso minimo

Figura 3.18: Andamento concentrazione isometrica a flusso minimo

Lista delle Tabelle

Tabella 1.1: Norme tecniche impianti gas medicali

Tabella 1.2: Esposizione media dei WAGs degli infermieri

Tabella 2.1: Parametri caratteristici mesh

Tabella 2.2: Dati tecnici sorgente HeO₂

Tabella 2.3: Caratteristiche HeO₂

Tabella 2.4: Parametri di rilascio secondo Birch

Tabella 2.5: Risolutore CFX

Tabella 2.6: Parametri mesh

Tabella 2.7: Condizioni ambientali e geometriche

Tabella 3.1: Simulazioni casi diversi della bombola

Lista dei Simboli

Variabile	Descrizione	Unità S.I.
K	Coefficiente sperimentale	[-]
g	Accelerazione di gravità	[m/s ²]
ρ_a	Densità ambiente	[kg/m ³]
R	Raggio	[m]
H	Altezza	[m]
Γ	Coefficiente di diffusione	[m ² /s]
t	Tempo	[s]
U	Velocità	[m/s]
Φ	Variabile moto del fluido	[-]
D	Diametro	[m]
D_{ps}	Diametro equivalente	[m]
C_d	Coefficiente perdite di carico	[-]
P	Pressione	[Pa]
T	Temperatura	[°C]
γ	Coefficiente di dilatazione adiabatica	[-]
v	Velocità livello	[m/s]
u_y	Velocità del vento alla quota	[m/s]
$U_{rif,10}$	Velocità di riferimento a 10 metri	[m/s]
z	Quota dal suolo	[m]

z_{rif}	Quota di riferimento a 10 metri	[m]
β	Parametro sulla base delle condizioni atmosferiche	[-]
A	Area del foro	[m ²]
ρ_s	Densità di stoccaggio	[kg/m ³]
S	Superficie	[m ²]
N	Ricambi d'ora	[h ⁻¹]
V	Volume	[m ³]
G_{max}	Portata scaricata	[kg/s]

Ringraziamenti

Desidero ringraziare la mia relatrice, la **Professoressa Valentina Busini** che fin da subito ha accettato questo progetto di tesi, con il quale mi sono cimentata con tanto entusiasmo. La ringrazio per il suo enorme bagaglio di conoscenza sul mondo dell'Ingegneria Chimica e della Sicurezza Industriale perché è riuscita sempre a catturare la mia attenzione e il mio interesse verso le sue materie. Con la sua grande competenza è diventata sicuramente un mio mentore e un riferimento professionale. La ringrazio perché mi ha insegnato, con tanta esperienza e precisione, che il mondo industriale, se analizzato e compreso dettagliatamente, può essere molto affascinante. Grazie a lei e a tutte le sue lezioni, so cosa mi aspetta nel mondo industriale. Non ci sono parole adatte per esprimere tanta gratitudine per tutto quello che mi ha insegnato, oltre a livello accademico, anche a livello umano poiché gli incontri con lei si sono sempre conclusi con delle riflessioni o punti di vista sulla vita. Ed è questo che rende una professoressa un esempio che ogni studente dovrebbe avere. Tanta stima è dovuta anche a tutti gli incoraggiamenti prestati. La ringrazio perché, con questo lavoro, ho capito che è bello imparare, specie se è fatto con sacrificio e passione. Tutto questo ha permesso di costruire il mio percorso e la mia personalità, anche davanti a delle difficoltà.

Desidero ringraziare il *Dott. Ing. Alessandro Pincioli* che in questi ultimi mesi mi ha guidato nella fase di realizzazione di questo lavoro nella parte di modellazione tramite il software. Grazie per l'aiuto fornito, i consigli preziosi e la cortesia prestata.

Vorrei ringraziare anche il *Dott. Ing. Matteo Verga* che è stato di supporto in tutta la fase preliminare e di ricerca presso ASST degli Spedali Civili di Brescia, fornendomi buoni spunti e incoraggiandomi in questo progetto di tesi originale tra Ingegneria Biomedica e Ingegneria della Sicurezza.

Infine vorrei ringraziare la disponibilità e la professionalità dell'*Ing. Gian Luca Viganò*, ottimo riferimento in ASST degli Spedali Civili di Brescia, per avermi permesso di entrare nel mondo ospedaliero e ammirare, con molta stima, tutto il lavoro prestato dal personale presente in ospedale. Un ambiente di lavoro complesso, ma ben strutturato. Lo ringrazio anche per aver apprezzato la mia idea di tesi subito dopo aver presentato le sue preziose lezioni al Politecnico di Milano.

