

FLUIDODINAMICA NUMERICA

Analisi CFD della ventilazione all'interno di una sala operatoria

Mastrofini Alessandro

alessandro.mastrofini@alumni.uniroma2.eu

Abstract

L'introduzione della CFD nelle fasi di progettazione e re-design degli ambienti ospedalieri permette di stimare velocità dell'aria, temperatura e tracciare la diffusione di inquinanti/agenti patogeni. In particolare, è possibile utilizzare tali strumenti per ottimizzare il layout della strumentazione ospedaliera per sale operatorie ibride ventilate secondo lo standard ISO 5, in modo da massimizzarne le prestazioni in termini di pulizia e sterilizzazione.

Il maggior ostacolo al corretto utilizzo dei sistemi ventilanti con standard di pulizia ISO 5 sono le lampade chirurgiche, le quali si posizionano costituendo un ostacolo al flusso unidirezionale in ingresso.

L'analisi termofluidodinamica permette di analizzare il rapporto tra il sistema HAVC e gli ingombri del personale e della strumentazione, insieme ai contributi termici, stimando il livello di comfort del personale medico.

Tramite tali analisi è possibile verificare il numero di ricambi d'aria orari e valutare la diffusione di agenti patogeni a diffusione aerea emessi dal personale presente durante l'intervento.

Key words: cfd; surgery-room; surgical-site-infection; ISO5; comfort

1 Introduzione

Dal 1960 in poi l'analisi CFD si è vista sempre più integrata con l'industria aerospaziale, progettazione, R&D e l'industria manifatturiera di aeromobili e motori jet. Successivamente è stata applicata all'analisi di motori a combustione e turbine per poi trovare subito applicazione nella progettazione di veicoli analizzandone le prestazioni aerodinamiche.

Gli ultimi sviluppi vedono la CFD fondersi sempre di più con la progettazione ingegneristica diventando uno strumento completo e indispensabile per la CAE (computer-aided engineering). Tale analisi trova il suo punto di forza nello stesso motivo per cui è incredibilmente complessa, ovvero nella capacità di descrivere il comportamento dei fluidi e dei singoli campi che li descrivono. Tale complessità è stata affrontata e in parte ridotta grazie allo sviluppo di codici ad alte performance.

Tali codici seguono allo sviluppo esponenziale dei processori, il quale ha permesso lo sviluppo di software user-friendly per un'utenza che, pur lontana da grandi centri di calcolo, ha ormai accesso ad hardware sufficientemente potente. Infatti, dagli anni 90 la CFD è entrata largamente a far parte della comunità industriale trovando impiego poi anche nel mondo AEC [1].

La possibilità di descrivere la temperatura, la velocità dell'aria, campi di pressione e flusso di inquinamenti ha permesso di velocizzare e ottimizzare le fasi di progetto e verifica anche di edifici e locali ad ambiente controllato. In particolare, trova grande impiego nella progettazione delle *clean room* [2]. Tra esse troviamo le sale operatorie ospedaliere dove temperatura, umidità, velocità dell'aria richiedono un accurato controllo per garantire la migliore sterilizzazione dell'ambiente operatorio.

In particolare, l'introduzione dello standard di pulizia ISO 5 prevede l'utilizzo di flussi unidirezionali in in-

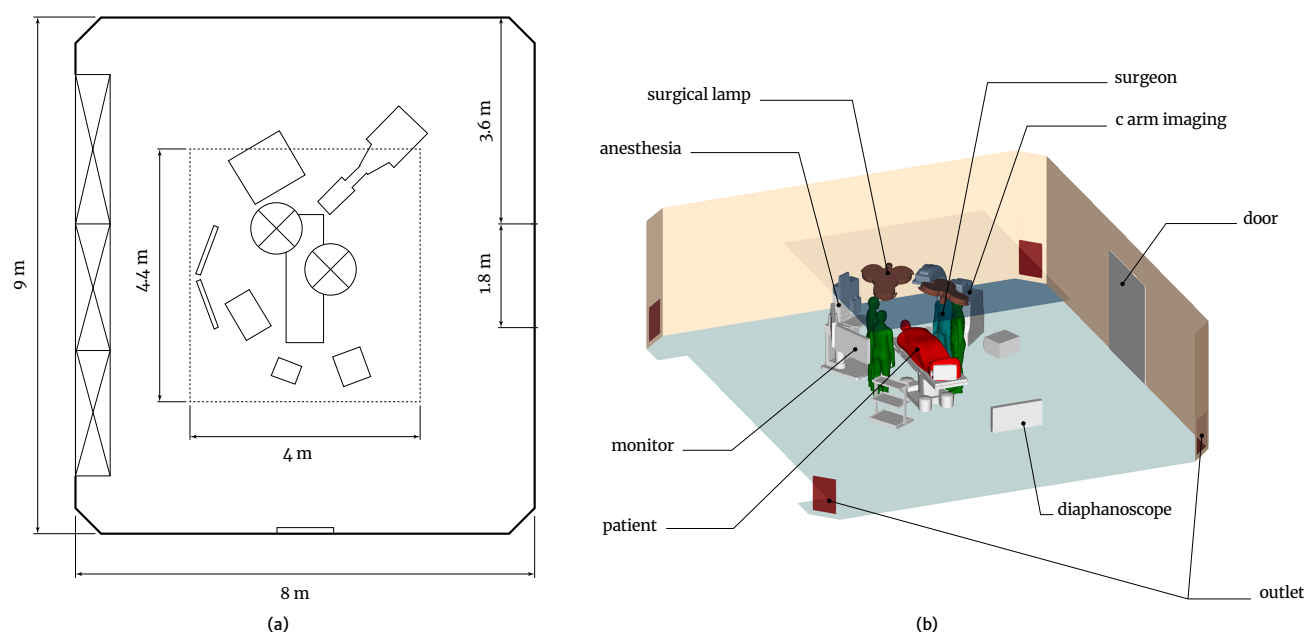


Fig. 1. Pianta della sala operatoria ibrida considerata (a); vista 3D dall'interno di Vento CFD dove è possibile osservare le diverse superfici importate quali le pareti, la strumentazione chirurgica e il personale medico, colorati in modo differente.

gresso tali da coprire l'intera zona sterile e garantire un continuo 'lavaggio' della zona chirurgica ad opera del flusso d'aria in ingresso. Questi sistemi permettono di mantenere livelli straordinariamente bassi di unità formanti colonie (CFU) garantendo il migliore ambiente sterile, ritenuto fondamentale per interventi più invasivi.

Tuttavia, tali sistemi di ventilazione richiedono una progettazione accurata che tenga conto degli ingombri e della disposizione della strumentazione medica al fine di garantire le migliori prestazioni. A tal proposito, l'utilizzo di software CFD permette di analizzare e comprendere al meglio l'effetto della riorganizzazione del layout della sala operatoria e degli interventi chirurgici.

2 Background

Diversi solutori CFD vengono impiegati nelle fasi di progettazione e verifica a livello industriale degli impianti HVAC e l'analisi del comfort indoor per interi ospedali o per le singole sale chirurgiche [3].

2.1 Surgical Site Infection

Gli impianti HVAC si occupano di generare un microclima interno e di mantenere una qualità dell'aria appropriata e condizioni asettiche, fondamentali nelle strutture ospedaliere.

Lo scopo principale è quello di prevenire il rischio di infezione del paziente durante interventi chirurgici e assicurare sicurezza e benessere termoigrometrico.

Un parametro fondamentale è il ricambio d'aria orario (ACH), ovvero il numero di volte che il volume d'aria nella stanza viene completamente rinnovato in un'ora. Tale parametro, per le normative attuali, deve essere di almeno 15ACH/h. La temperatura dell'aria nel range $20 \div 24$ °C con un'umidità $30 \div 60$ %. La sala operatoria

viene mantenuta ad una pressione positiva nel range di $2.5 \div 5$ Pa [4, 5, 6].

Tali parametri, sotto normativa, sono considerati il miglior standard di ventilazione per interventi chirurgici. Ogni anno avvengono oltre 300 milioni di interventi nel mondo e viene stimato che fino al 38% riportano infezioni del sito chirurgico (SSI) [7]. Tali infezioni si verificano dopo un intervento nella parte sottoposta a chirurgia, possono essere limitate alla sola pelle o interessare tessuti sottocutanei, fino ad organi e/o materiale impiantato.

Il responsabile principale è il trasferimento di particelle contaminate che, a seguito di un'errata ventilazione, vanno a deporsi sulla zona chirurgica.

Recenti studi [7] associano una grande influenza a tre fattori: inclinazione delle lampade chirurgiche rispetto il flusso in ingresso, calore emesso dal paziente e utilizzo di sistemi di riscaldamento del paziente.

2.2 Ventilazione ISO 5

La ventilazione delle sale operatorie si divide attualmente in tre categorie principali [4] quali ventilazione a mix turbolento, ventilazione a flusso laminare e ventilazione con sistemi controllati dalla temperatura.

Lo standard di pulizia per sale operatorie destinate ad interventi ad alto rischio quali impianti di organi o protesi, neurochirurgia e in generale interventi con durata superiore a 60 minuti è la classe di pulizia ISO 5 con impianti di ventilazione a flusso unidirezionale (LAF).

L'area di immissione, posizionata superiormente alla zona critica (tavolo operatorio) deve essere tale da coprirne la superficie $8 \div 10$ m². La velocità di immissione, deve essere tale da mantenere una velocità media superiore a 0.2 m/s in corrispondenza dell'area critica, anche in presenza di sorgenti termiche [8].

Inoltre, deve essere prestata grande attenzione al posizionamento della lampada scialitica e al mantenere libere le zone di ripresa posizionate agli angoli nella parte basse.

La soluzione ottimale per la ventilazione è quindi costituita da dei plafoni con flusso d'aria unidirezionale grazie all'impiego di filtri HEPA. Tali sistemi assicurano un lavaggio continuo ed efficace della zona critica e l'assenza di correnti d'aria fredda che possano arrecare disagio all'equipe chirurgica, perlomeno in assenza di barriere fisiche per il flusso d'aria. Questo garantisce la possibilità di mantenere le unità formanti colonie (CFU) ad una concentrazione molto bassa, ≤ 1 CFU /m³.

2.3 Sala ibrida

Viene dunque considerata una delle più moderne configurazioni di sala operatoria, ovvero la sala ibrida con arco a C. La sala operatoria ibrida è un locale che soddisfa la definizione di sala operatoria ma dispone di attrezzature installate in modo permanente per consentire l'imaging diagnostico prima, durante e dopo le procedure chirurgiche.

Tali sale vengono incontro alle nuove esigenze in campo chirurgico quali la necessità di eseguire e supportare interventi ad elevata accuratezza e sostenere gli interventi tradizionali oltre a favorire la scelte di tecniche a ridotta invasività che tipicamente richiedono strumentazioni più sofisticate. Sono quindi incluse attrezzature per imaging di fascia alta, ovvero tali da produrre immagini ad alta risoluzione quali archi a C, scanner CT ed RM.

La lista di dispositivi e strumentazione presente all'interno di una sala operatoria ibrida è molto lunga si riportano quindi soltanto alcuni di essi, di interesse per tale analisi CFD, ovvero dispositivi tali da costituire un ingombro interessante per il flusso o un carico termico considerevole. La pianta della sala è presente in fig. 1a e una vista tridimensionale del modello CAD in fig. 1b. L'equipe è composta dal chirurgo e ulteriori 3 persone. Sono presenti il paziente sul tavolo operatorio, all'interno della zona critica. Viene quindi considerata la presenza di due lampade scialitiche, un braccio a C robotizzato, una macchina per l'anestesia, un diafanoscopio, due monitor medicali da 40", un computer, un carrello medicale e la strumentazione per i gas medicali, oltre alla presenza di ingombri laterali costituiti ad esempio da armadi e/o supporti.

2.4 CFD

Un'analisi di fluidodinamica computazionale (CFD) analizza, tramite un calcolatore e algoritmi numerici, sistemi che coinvolgono il flusso di fluidi e il trasferimento di calore eventualmente anche con fenomeni associati quali reazioni chimiche [1].

In tale report viene descritto l'utilizzo di tale analisi per studiare il flusso all'interno di una sala chirurgica in modo tale da ottenere una stima della temperatura e della velocità dell'aria, fissata una particolare configu-

razione.

Questa analisi richiede la scelta di condizioni al bordo, discusse nella sezione seguente, e un preprocessing delle geometrie in modo tale da raggiungere un costo computazionale accettabile.

Il preprocessing, che tipicamente riguarda anche la produzione di una grigliatura ad hoc per il problema considerato, viene notevolmente semplificato utilizzando il software *Vento CFD* [11]. Tale software si avvale del metodo dei contorni immersi e permette di trattare agevolmente geometrie complesse riducendo notevolmente i tempi di preprocessing.

Definito il dominio, la mesh e le condizioni al contorno, il solutore si occupa di risolvere opportunamente le equazioni di governo dei fenomeni fisici considerati. In particolare sono coinvolte l'equazione di continuità:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \mathbf{u}) = 0 \quad (1)$$

Il bilancio della quantità di moto sulle tre direzioni principali:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \text{div}(\rho u \mathbf{u}) &= -\frac{\partial p}{\partial x} + \text{div}(\mu \text{grad } u) + S_{Mx} \\ \frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \text{div}(\rho v \mathbf{u}) &= -\frac{\partial p}{\partial y} + \text{div}(\mu \text{grad } v) + S_{My} \\ \frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \text{div}(\rho w \mathbf{u}) &= -\frac{\partial p}{\partial z} + \text{div}(\mu \text{grad } w) + S_{Mz} \end{aligned} \quad (2)$$

E l'equilibrio energetico, derivato dalla prima legge della termodinamica:

$$\frac{\partial(\rho)}{\partial t} + \text{div}(\rho \mathbf{u}) = -p \text{div } \mathbf{u} + \text{div}(k \text{grad } T) + \Phi + S_i \quad (3)$$

Portando in conto l'equazione di stato descrittiva delle proprietà del fluido considerato.

La formulazione implementata all'interno di *Vento CFD* viene risolta iterativamente e una buona analisi numerica viene giudicata anche dalla progressiva riduzione del residuo [1]. Una discussione più dettagliata è presente nella sezione seguente.

3 Metodi e risultati

I file CAD delle diverse geometrie vengono caricati all'interno di *Vento CFD* assicurandosi non ci siano buchi nelle superfici chiuse e che esse vengano riconosciute correttamente, lasciando al software stesso l'onere di preprocessing a meno di alcune accortezze che sono state semplificate precedentemente tramite software di modellazione (es. eliminazione di dettagli superflui).

Una volta definite le geometrie e il dominio fluido di interesse si impostano le condizioni al bordo per le diverse superfici e diversi parametri necessari e/o utili alla simulazione.

Vengono quindi condotte differenti analisi statiche

Superficie	BC	Proprietà termiche	Proprietà
Aereazione	Inlet	$T=20\text{ }^{\circ}\text{C}$	$v=0.25\text{ m/s}$
Bocchette di uscita	Outlet	/	$\Delta P = 5\text{ Pa}$
Chirurgo	Wall	$T=29.55\text{ }^{\circ}\text{C}$	tasso metabolico =2.2 met; resistenza vestiario 0.2 clo [9]
Equipe	Wall	$T=30.73\text{ }^{\circ}\text{C}$	tasso metabolico =2 met; resistenza vestiario 0.14 clo [9]
Paziente	Wall	$T=32.73\text{ }^{\circ}\text{C}$	tasso metabolico =1 met; resistenza vestiario 0.2 clo [10]
Anestesia	Wall	30 W/m	
Monitor	Wall	18 W/m ²	
Lampada chirurgica	Wall	30 W/m ²	
Diafanoscopio	Wall	50 W/m ²	
Braccio a C	Wall	60 W/m ²	
Porta	Wall	$T_{ext} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$	Coefficiente termico = 0.7 W/m ² K; Spessore = 0.1 m; conduttività termica = 1 W/mK
Tavolo chirurgico / carello porta strumenti	Wall	Adiabatica	
Pareti / soffitto / pavimento	Wall	Adiabatica	

Tab. 1. Condizioni al contorno imposte per le diverse superfici all'interno di Vento CFD. Ad eccezione delle superfici di ingresso (inlet) e di uscita (outlet) tutti i corpi vengono definiti come wall o adiabatiche o con uno flusso termico fissato. L'equipe chirurgica e il paziente sono definiti come wall a temperatura fissata, calcolata mediante un modello di termoregolazione fisiologica.

osservando come alcuni parametri di progetto possano influenzare i parametri di interesse come quelli tipicamente considerati in un test di verifica prestazionale per sale operatorie [8]. Successivamente vengono condotte delle analisi non stazionarie per osservare l'andamento temporale di alcuni flussi d'interesse.

3.1 Boundary conditions

Tra i parametri più importanti per un'analisi CFD vi sono sicuramente le condizioni al bordo che rappresentano il comportamento della parete rispetto al fluido, e viceversa. Tutte le geometrie citate e raffigurate in fig. 1b sono rappresentate, all'interno della formulazione numerica, come condizioni al bordo.

3.1.1 Ventilazione

Nella sala sono presenti il dispositivo di ventilazione e le bocchette di ripresa.

Il dispositivo di ventilazione è costituito da una superficie di 4 x 4.4 m con un flusso a velocità 0.25 m/s ad una temperatura di 21 °C[12].

Le bocchette di ripresa sono costituite da 4 outlet posti agli angoli con una caduta di pressione di 5 Pa rispetto la pressione ambiente.

3.1.2 Personale medico

Per portare in conto la temperatura media dei corpi del personale medico e del paziente viene considerato lo scambio termico del corpo umano con l'ambiente [13].

Il corpo umano regola l'equilibrio termico tramite i suoi centri nervosi di termoregolazione [14] per adattare le necessità dell'organismo all'ambiente termigrometrico esterno. La temperatura interna del corpo viene stimata di 36.6 °C ma la temperatura esterna delle diverse aree corporee può subire variazioni ed arrivare fino ai 25 °C prima dell'insorgere di situazioni patologiche.

In generale i principali fattori che influenzano la temperatura corporea e le sensazioni di comfort sono la velocità dell'aria, l'umidità relativa, l'abbigliamento e l'attività fisica svolta.

In appendice viene proposto un modello matematico per stimare una temperatura equivalente tenendo presente gli scambi termici del corpo in un ambiente a tem-

peratura media. Viene applicata una condizione al bordo di temperatura fissa pari quindi alla temperatura equivalente i cui valori sono presenti in tab. 1.

Si fa comunque presente che tale calcolo porta con se incertezza in quanto materiali e vestimenti diversi possono portare ad incrementi della temperatura corporea fino a 2 °C rispetto le condizioni fisiologiche [15].

3.1.3 Strumentazione

Essendo una sala operatoria ibrida è presente molta strumentazione elettromeccanica la quale fornisce un sostanziale contributo termico. Come descritto nella sezione di preprocessing delle geometrie sono state fatte diverse semplificazioni. Dal punto di vista termico tali apparecchiature presentano contributi termici noti in letteratura [10, 16, 17], presenti in tab. 1.

3.2 Sensibilità alla mesh

Viene quindi condotta una prima analisi di sensibilità alla mesh.

Sfruttando le potenzialità di Vento CFD nel considerare geometrie complesse viene condotta una prima analisi di sensibilità alla griglia considerando diversi refinement di superficie nel range 0.1 ÷ 0.01 m. Partire da una dimensione del refinement maggiore, oltre a portare a scarsa precisione dal punto di vista del fenomeno fisico, porta ad un considerevole aumento del costo computazionale a causa dell'instabilità del software che si trova a dover approssimare geometrie molto complesse con una mesh troppo lassa per contenere le singole informazioni. Tale problema persiste anche attivando l'opzione Extra Robustness (ER) all'interno di Vento CFD, ovvero un'impostazione che facilita l'approssimazione geometrica nel passaggio dai triangoli del file STL, de-

ID	Refinement [m]	Nodi	Celle	CPU Time [s]
#1	0.08	690776	484478	1.41
#2	0.05	1181633	847930	2.39
#3	0.04	3115953	2322266	6.61
#4	0.02 ÷ 0.04	3792795	2867802	8.31
#5	0.01 ÷ 0.03	8529456	6568682	17.42
#6	0.01 ÷ 0.02	13937863	10952886	30.47

Tab. 2. Diversi livelli di mesh utilizzati con numero di nodi e di celle fluide con dimensioni del refinement massimo utilizzato. Il CPU Time è indicato per iterazione.

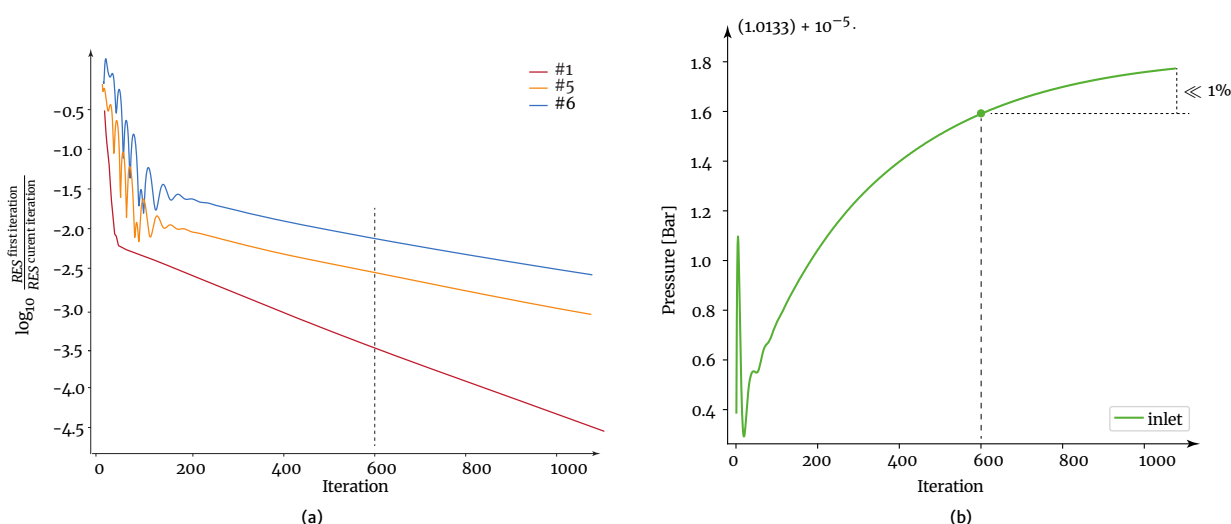


Fig. 2. Risultato di convergenza su 1200 iterazioni per le mesh #1, #5 e #6 (a); risultato della variazione della pressione all'inlet per la mesh #6 su 1200 iterazioni (b).

scrittivo delle differenti superfici, alla mesh descrittiva del dominio numerico per l'analisi. Mesh più fitte, invece, porterebbero a costi computazionali non giustificabili.

I risultati seguenti fanno riferimento alla versione 2021.1 di *Vento* CFD installato su Windows 11 con 32 GB di RAM (2933 MHz) e CPU Intel i7-10850H a 2.7 GHz di cui alla singola analisi ne viene dedicato il massimo numero di core. Le prime analisi vengono effettuate su 1200 iterazioni con un CFL di 350, mostratosi un buon compromesso tra la velocità di convergenza e l'accuratezza. Per la turbolenza viene utilizzato il modello Spallart-Allmaras, maggiori informazioni su tale scelta sono presenti in appendice.

Vengono dunque analizzate le singole convergenze, considerando il residuo dell'energia, e ulteriori informazioni sul bilancio termico. Tali dati sono presenti in fig. 2 e ulteriori informazioni sono presenti in appendice.

In tale analisi CFD viene considerato anche il flusso termico che ricopre la sua importanza, viste anche le diverse condizioni al contorno impostate, per cui non si analizza solo la convergenza in senso stretto ma si cerca anche di osservare se si è raggiunto l'equilibrio termico. Per farlo viene considerato il raggiungimento di una situazione di stallo per quanto riguarda i flussi termici di tre superfici cui è stata impostata uno scambio termico senza usare un flusso termico costante, ovvero paziente, porta e chirurgo. La temperatura minima e media rimangono costanti e viene trascurata la divergenza che mostra il valore massimo della temperatura (si può osservare come tale valore è in realtà concentrato in poche celle e viene imputato ad una divergenza locale, strettamente condensata nell'intorno della geometria del braccio a C).

Viene dunque analizzata la differenza in questi andamenti per le differenti mesh considerate (tab. 2) e nei valori di temperatura e velocità dell'aria in due punti scelti come punti di controllo: vicino al petto del paziente e vicino la testa del chirurgo, di coordinate $S_1 = \{0; 0.4; 1.2\}$ e $S_2 = \{0.6; 0.58; 1.7\}$. Tali punti fanno riferimento a zone tipicamente utilizzate nei test di verifica delle

prestazioni degli impianti di ventilazione [8].

Dai risultati è possibile identificare come un buon compromesso tra il costo dell'analisi e l'accuratezza è la mesh #5 intorno le 600 iterazioni. Tale mesh permette di avere un errore inferiore al 1% sui campi la dove è presente una differenza considerevole (temperatura massima e velocità nei punti di controllo S_1 ed S_2) rispetto la mesh più fitta. Inoltre, il costo computazionale si ridurrebbe di circa il 40%, a parità di iterazioni. La scelta di limitare le iterazioni a 600 è dettata dal fatto che la soluzione presenta un buon grado di convergenza. Nonostante il residuo sia intorno a 10^{-3} si è osservato anche come le quantità rimangono stabili e tale errore, rispetto l'iterazione n. 1200, è comunque inferiore (circa il 50% in meno) a l'errore commesso scegliendo un diverso modello di turbolenza (vedi appendice).

Per le analisi tempo variabili riportate in seguito viene invece scelta la mesh #4 riducendo leggermente l'accuratezza a vantaggio di un tempo di analisi accettabile, considerando il maggiore impegno computazionale richiesto. Si tenga anche presente che tali differenze fanno riferimento alla prima o seconda cifra decimale, mentre le quantità medie rimangono costanti. Per analisi tempo dipendenti mirate allo studio del ricambio d'aria o del movimento di una particolare massa d'aria tali errori sono stati ritenuti accettabili.

3.3 Risultati iniziali

Fissato il livello di discretizzazione spaziale vengono analizzati i risultati di velocità dell'aria (fig. 3), campo di temperatura (fig. 4) e viscosità turbolenta (fig. 5).

Dai risultati appare evidente come il flusso unidirezionale dell'inlet viene fortemente deviato dagli ostacoli presenti. In particolare, le lampade chirurgiche deviano il flusso lateralmente riducendo fortemente la ventilazione nella zona sterile. Questo riduce l'efficacia locale dei sistemi di ventilazione ISO 5 e può portare ad un aumento locale della concentrazione di CFU.

La temperatura rimane leggermente più alta vicino le sorgenti termiche maggiori, ovvero la strumentazione

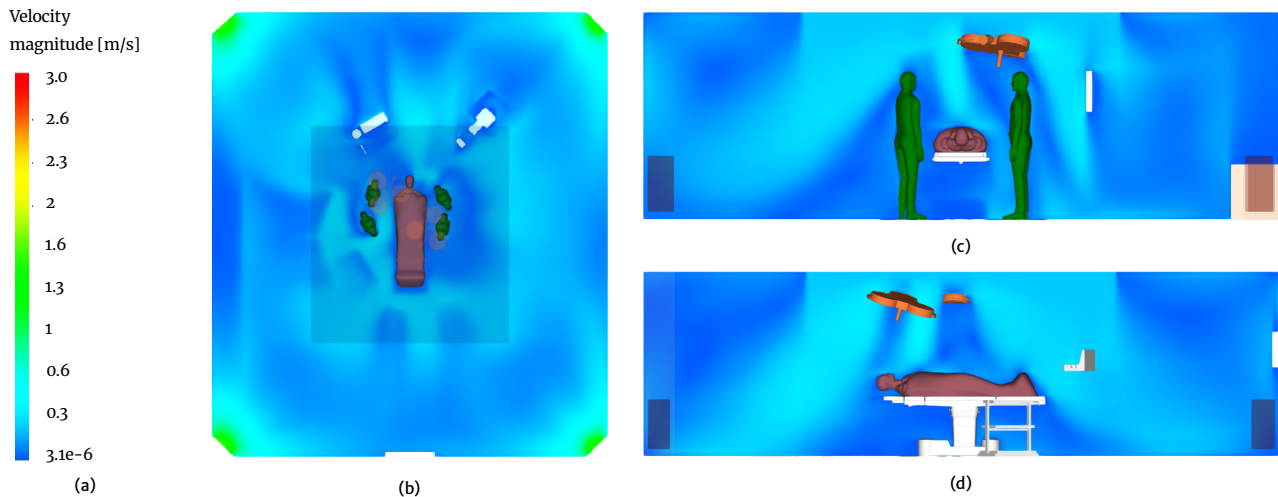


Fig. 3. Campo di velocità per l'analisi con mesh #5 sui differenti piani xy (b), xz (c) e yz (d). Il piano xy si trova passante per il paziente ad una quota di 0.9 m, il piano xz si trova ad una coordinata $y=0.7$ m mentre il piano yz passa per l'asse di simmetria. Si osserva come la velocità rispetta le condizioni dell'inlet fino all'ostacolo causato dalle lampade. Tale ostacolo riduce il flusso in direzione verticale e tende a deviarlo lateralmente. In particolare, in alcuni punti il flusso sul paziente può essere notevolmente ridotto a causa dell'ostacolo causato dalle lampade mal posizionate.

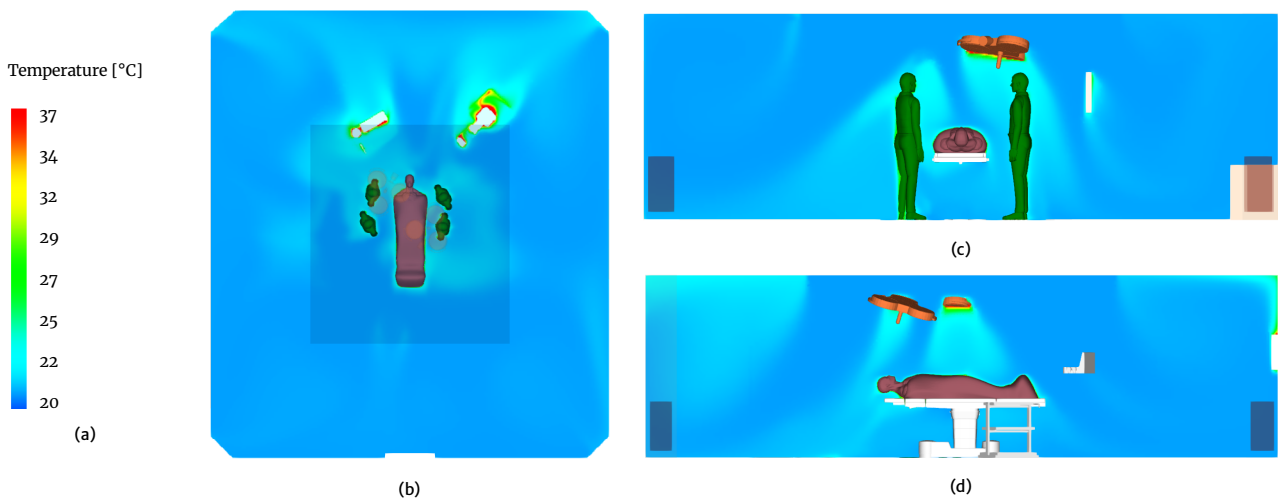


Fig. 4. Campo di temperatura per l'analisi con mesh #5 sui differenti piani xy (b), xz (c) e yz (d). Il piano xy si trova passante per il paziente ad una quota di 0.9 m, il piano xz si trova ad una coordinata $y=0.7$ m mentre il piano yz passa per l'asse di simmetria. Si osserva un andamento simile al campo di velocità dove, essendo l'ostacolo al flusso anche una sorgente termica, l'aria sotto di esso si troverà ad una temperatura più alta. Globalmente la temperatura è intorno l'equilibrio termico di 21 °C con variazioni poco marcate, se non vicino alle sorgenti termiche.

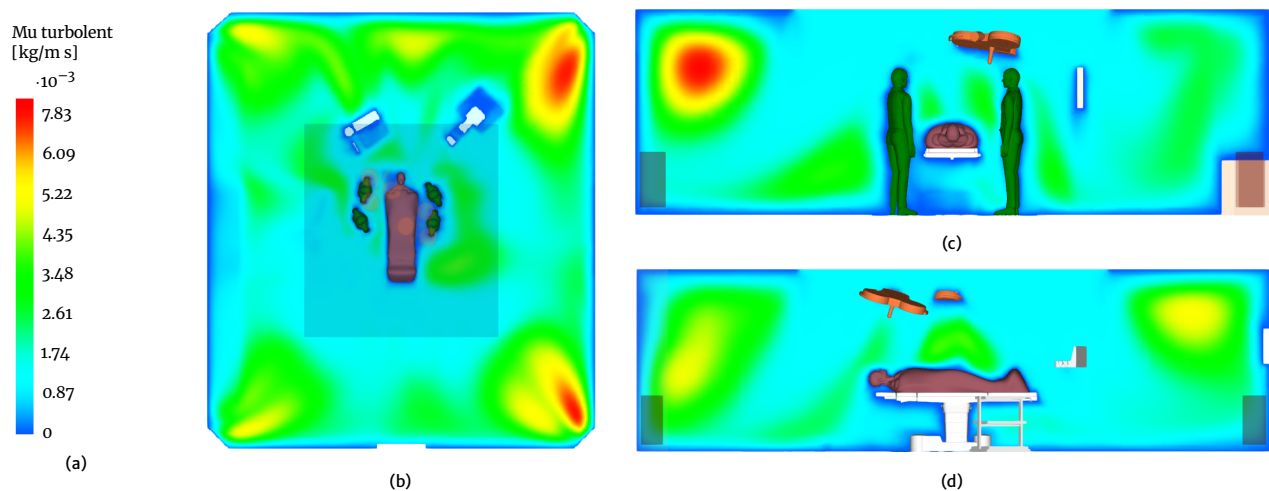


Fig. 5. Viscosità turbolenta per l'analisi con mesh #5 sui differenti piani xy (b), xz (c) e yz (d). Il piano xy si trova passante per il paziente ad una quota di 0.9 m, il piano xz si trova ad una coordinata $y=0.7$ m mentre il piano yz passa per l'asse di simmetria. Si può osservare come la turbolenza aumenta verso gli outlet e a seguire di un ostacolo. In particolare, il flusso diventa più turbolento nella parte superiore degli angoli della stanza (sopra gli outlet). La presenza di elevata turbolenza sopra al paziente non è gradita ma è preferibile avere un flusso più unidirezionale possibile che tende a ripulire l'area.

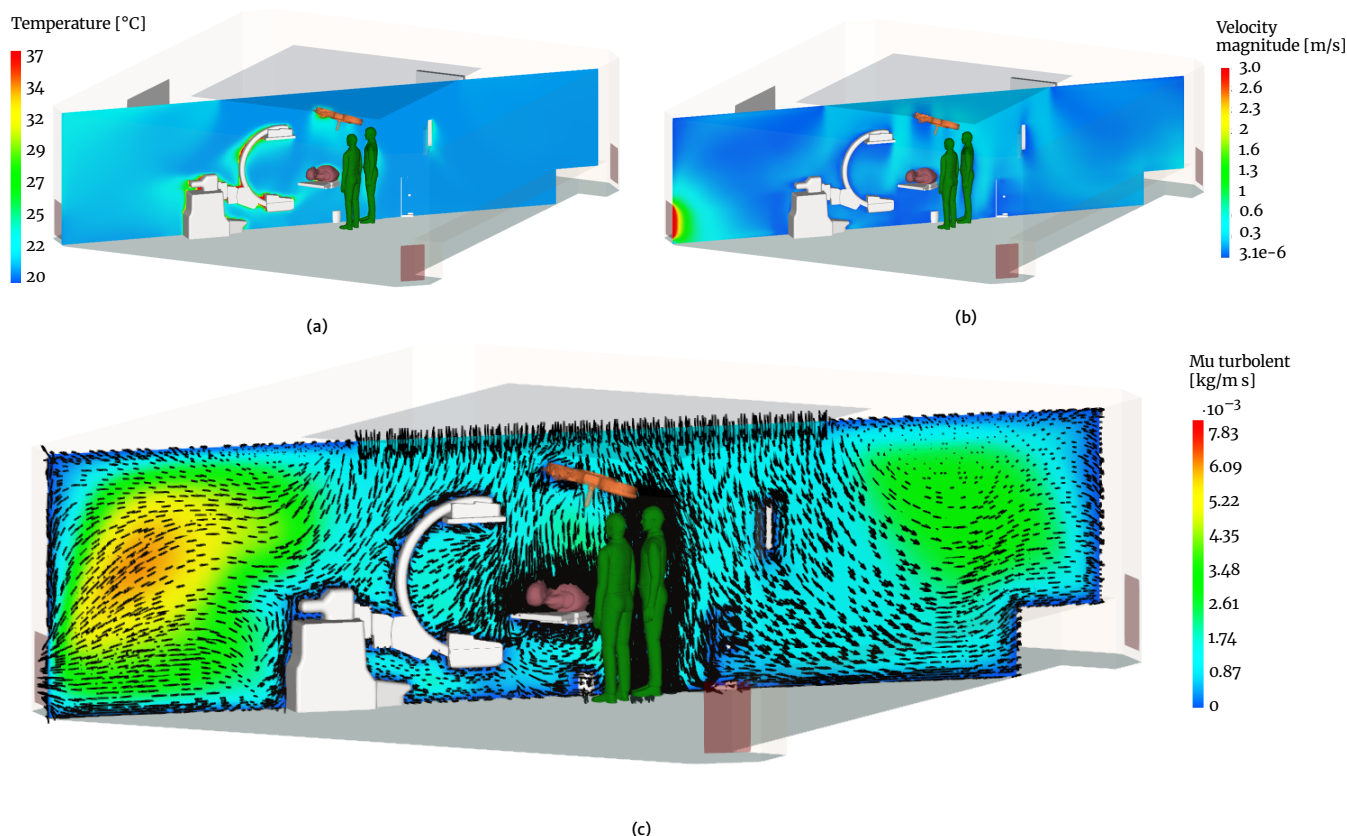


Fig. 6. Sezione passante per la simmetria del braccio a C a per uno dei quattro outlet con diagramma a falsi colori di temperatura (a), velocità (b) e viscosità turbolenta con vettori di flusso (c).

chirurgica. La temperatura media della stanza rimane a 21°C, chiaramente intorno al personale rimane leggermente più alta a causa dello scambio termico. Ne vengono anche riportare due sezioni, con mappa colori, ingrandite sul personale in appendice (fig. 20).

Inoltre, tale effetto di riduzione del flusso causato dagli ostacoli porta ad un flusso maggiormente turbolento nella zona superiore al paziente, come è possibile vedere in fig. 5. Tali effetti non sono desiderabili dal punto di vista delle sterilità della zona chirurgica e tale ostacolo delle lampade viene maggiormente indagato nelle sezioni seguenti.

Inoltre, è possibile osservare anche come sulle zone vicino le pareti la velocità dell'aria diventa molto bassa e come il ricambio d'aria in tali zone avverrà più lentamente (ad eccezione delle aree vicino le bocchette di aspirazione). Il discorso sul ricambio d'aria viene ampliato nella sezione seguente.

3.4 Velocità di ventilazione

Viene dunque variata la velocità di ingresso dell'aria tramite quattro differenti step di velocità, facenti riferimento ai sistemi di ventilazione tipicamente utilizzati: $v_{inlet} = \{0.2; 0.25; 0.35; 0.45\}$ m/s.

Aumentando la velocità di ingresso aumenta proporzionalmente la velocità dell'aria nella stanza, come è possibile osservare dalla fig. 8.

Tuttavia, l'aumento di velocità di ingresso porta anche ad un aumento della differenza tra la velocità nella

zona seguente all'inlet e nelle aree a bassa velocità (seguiti agli ostacoli). Questa maggiore differenza, presente sia sopra al paziente che negli angoli superiori della stanza, si traduce in un aumento della viscosità turbolenta. L'aumento arriva fino ad un ordine di grandezza agli angoli e un raddoppio nelle aree intorno al paziente e nei punti S_1 e S_2 .

3.4.1 Comfort termoigrometrico

La sala operatoria è chiaramente un posto di lavoro per tutta l'equipe chirurgica e il benessere termoigrometrico ha grande influenza sul benessere e sulle performance dell'equipe stessa, ovvero sulla riduzione dello stress e di incidenti intraoperatori [18].

Viene dunque calcolato il predicted mean vote (PMV) ovvero un indice di comfort basato sul modello di Fanger

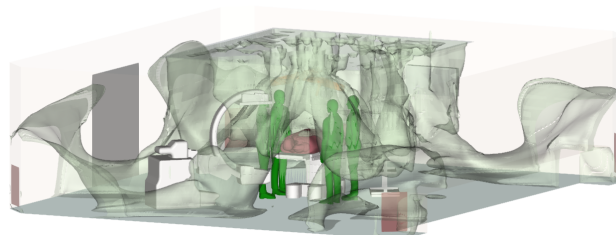


Fig. 7. Isosuperficie con velocità pari alla velocità di ventilazione. Si può osservare come l'area sterile viene avvolta da una velocità di ventilazione pari a quella di ingresso a causa delle lampade che tendono a ridurre la velocità dell'aria sotto di essa. Agli angoli della stanza invece la velocità dell'aria tende ad aumentare a causa degli outlet e l'isosuperficie a 0.25 m/s si sposta verso l'alto.

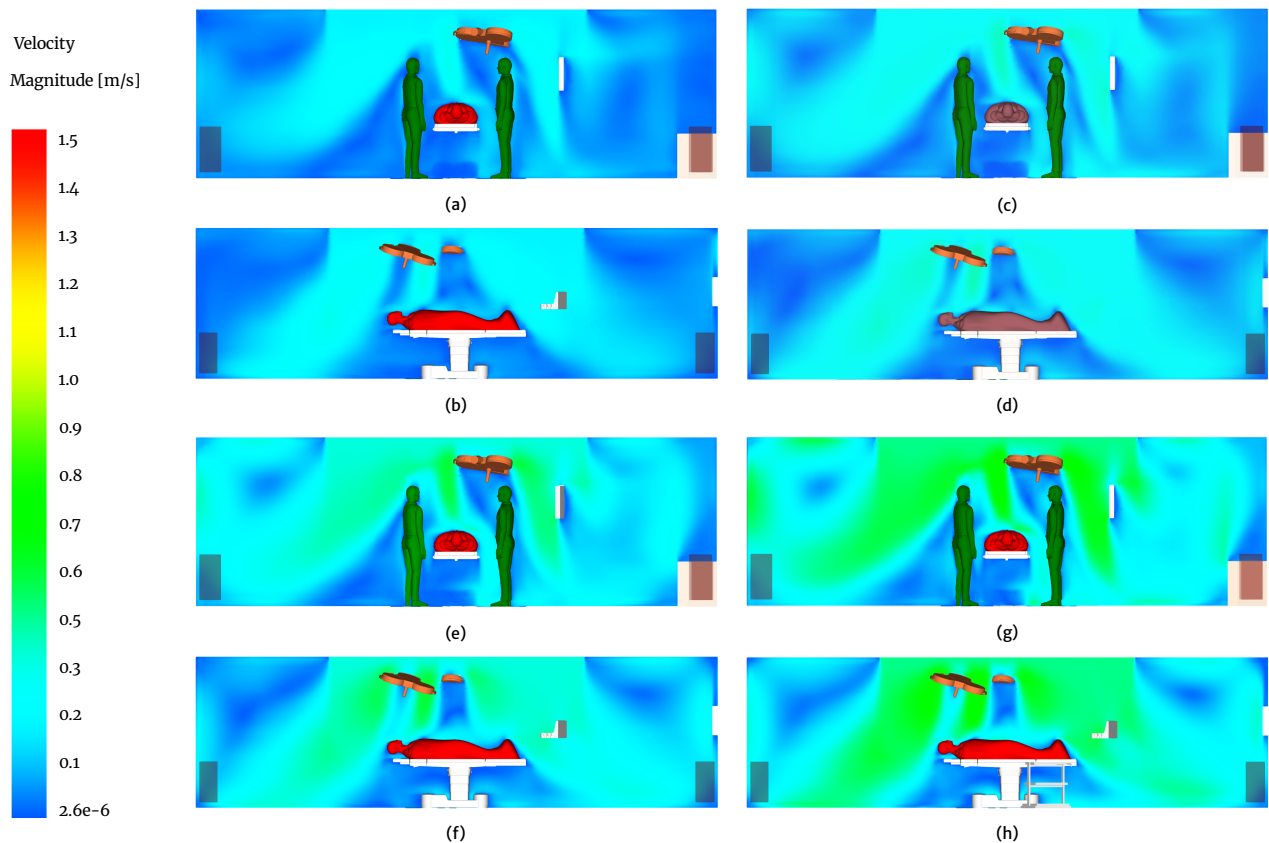


Fig. 8. Diagramma a falsi colori della velocità sul piano xz e yz per differenti velocità: 0.2 m/s (a) e (b); 0.25 m/s (c) e (d); 0.35 m/s (e) e (f); 0.45 m/s (g) e (h). La scala colori è ingrandita rispetto i casi precedenti.

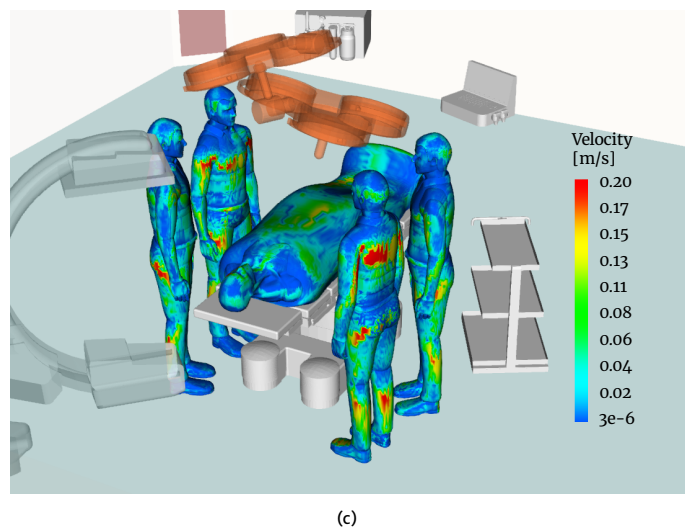
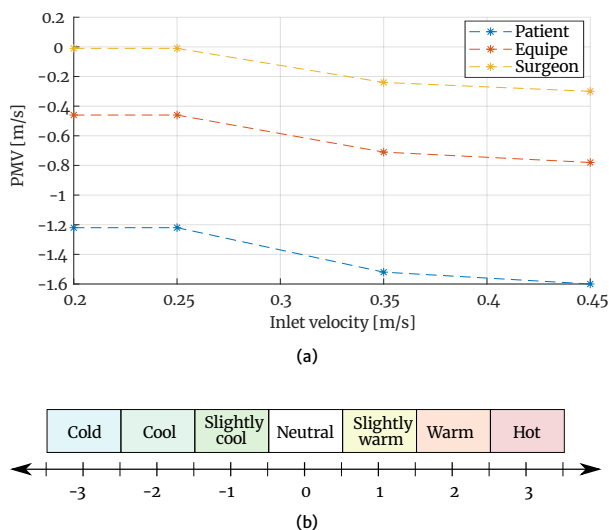


Fig. 9. Indice di comfort PMV al variare della velocità di ingresso e scala della percezione (a); livelli dell'indice di comfort (b); plot di superficie della velocità su paziente ed equipe chirurgica (c)

[19]. Tale indice si basa su 7 valori ed è funzione dei differenti termini del bilancio energetico, quali temperatura e velocità dell'aria, temperatura media radiante, umidità relativa, attività del soggetto e resistenza termica dell'abbigliamento. Maggiori informazioni sul calcolo numerico sono presenti in appendice.

Al variare della velocità di ingresso, e quindi della velocità sui soggetti (fig. 9c), varia la sensazione di benessere percepito. Facendo quindi riferimento all'indice PMV, i cui valori sono presenti in fig. 9a, si vede come

più è alta la velocità di ingresso più la sensazione tende verso la percezione di un ambiente più freddo. Inoltre, l'equipe percepisce mediamente un maggiore discomfort e questo è legato al fatto che viene assunto il chirurgo con una maggiore produzione di calore metabolico in quanto maggiormente attivo nello svolgere attività.

L'indice per il paziente non è indicativo di una vera e propria percezione in quanto si trova sotto anestesia. Rimane necessario monitorare la temperatura del paziente per evitare condizioni di ipotermia. Tuttavia, non es-

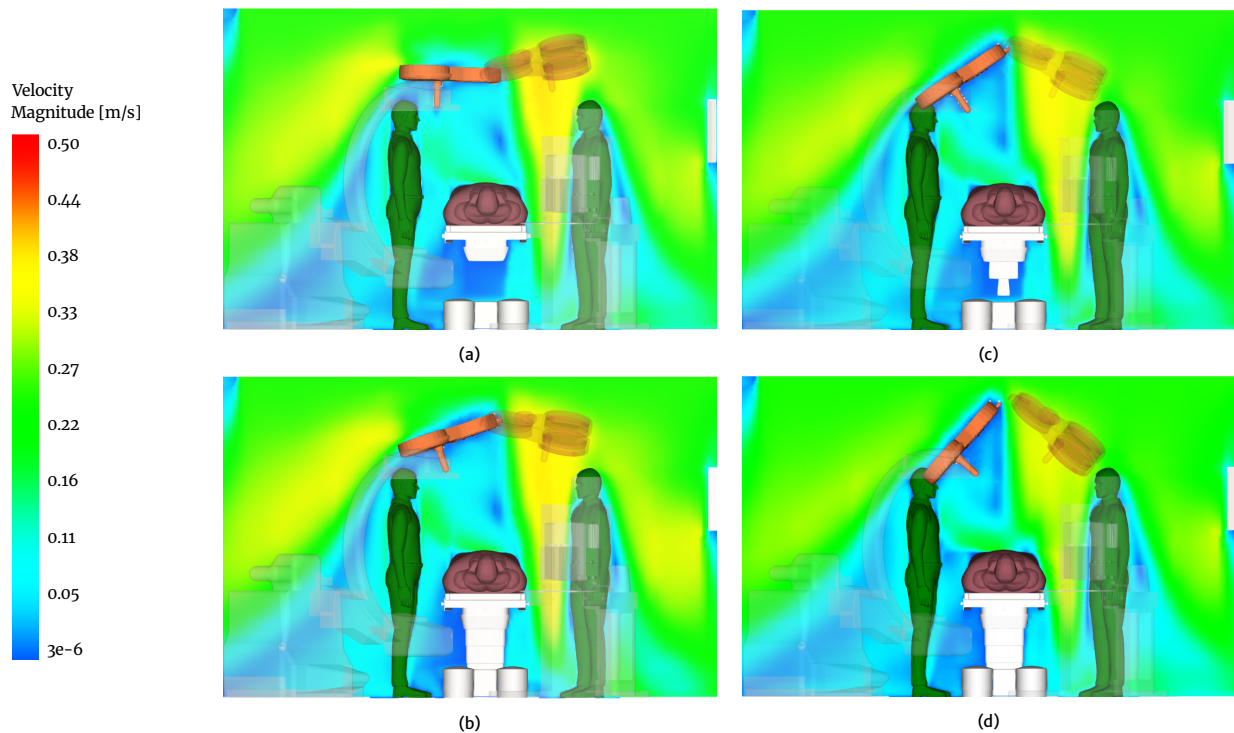


Fig. 10. Campo di velocità sulla sezione passante per la lampada di sinistra nella configurazione L1 (a), L2 (b), L3 (c) e L4 (d). Le variazioni maggiori sono concentrate nella zona sopra il paziente e nella zona tra paziente e chirurgo.

istono in letteratura correlazioni tra l'indice PMV e rischio di ipotermia per i pazienti.

3.5 Ricambio d'aria

Un altro parametro molto importante è il ricambio d'aria. Spesso tale valore viene sovrastimato da progetto e non vengono portati in conto gli effetti che possono essere prodotti da eventuali ostruzioni al sistema di ventilazione.

3.5.1 Lampada scialitica

L'oggetto che maggiormente varia il flusso nei pressi del paziente sono le lampade chirurgiche. Tali lampade devono essere posizionate vicino al tavolo operatorio e sufficientemente vicine da illuminare al meglio il sito operatorio. Allo stesso tempo la loro posizione deve essere tale da compromettere il meno possibile il flusso di ventilazione.

Vengono quindi analizzate diverse configurazioni e posizioni di tali lampade. In particolare, vengono ruotate sull'asse y rispetto al loro centro in verso opposto con angoli uguali, indicati in tab. 3.

Appare immediato l'effetto della rotazione delle lampade per cui più la lampada tende ad una posizione verti-

cale più aumenta il flusso ad alta velocità sul paziente. In particolare, in fig. 10 è possibile osservare il campo di velocità sulla sezione corrispondente alla lampada di sinistra. Più le lampade tendono ad essere orizzontali, quindi a costituire un ostacolo per il flusso unidirezionale di ingresso, più tende ad aumentare l'effetto di turbolenza sopra al paziente. Chiaramente questo non è desiderabile al fine di mantenere un continuo e costante "lavaggio" della zona sterile grazie al flusso unidirezionale.

La lampada sinistra presenta un effetto più marcato, tuttavia si osservi come è posta leggermente più indietreggiata per cui il suo effetto incide in modo minore sull'area dell'operazione (vicino al chirurgo). Tale effetto non è associato alla distanza in senso longitudinale (lungo l'asse maggiore del paziente) quanto alla distanza dall'asse di simmetria del paziente, ovvero al rapporto tra l'area dell'inlet e la copertura data dalla proiezione della lampada sul piano dell'inlet.

In appendice sono presenti anche i campi di velocità per la sezione passante per il centro della lampada di destra (fig. 24), la variabile di turbolenza per le due sezioni descritte (fig. 22 e fig. 23) e la proiezione sulle superfici descrittive dell'equipe chirurgica del flusso termico (fig. 21).

La variazione del flusso e quindi del campo di velocità non è di immediata percezione dalle mappe a falsi colori proiettate sui differenti corpi (fig. 12d) tuttavia è possibile estrarre i dati lungo un piano di simmetria per il singolo corpo. In fig. 11 sono presenti tali dati per il paziente e il chirurgo, letti sulla faccia anteriore e proiettati lungo il loro asse maggiore. In particolare, per il paziente appare evidente come la configurazione L4 porta ad un aumento considerevole della

Test	Inclinazione
L1	$\pm 25^\circ$
L2	Default
L3	$\mp 15^\circ$
L4	$\mp 30^\circ$

Tab. 3. Inclinazione della lampada di sinistra e destra rispetto la configurazione iniziale. L'inversione del segno $\pm/\mp$ fa riferimento alla rotazione inversa delle due lampade.

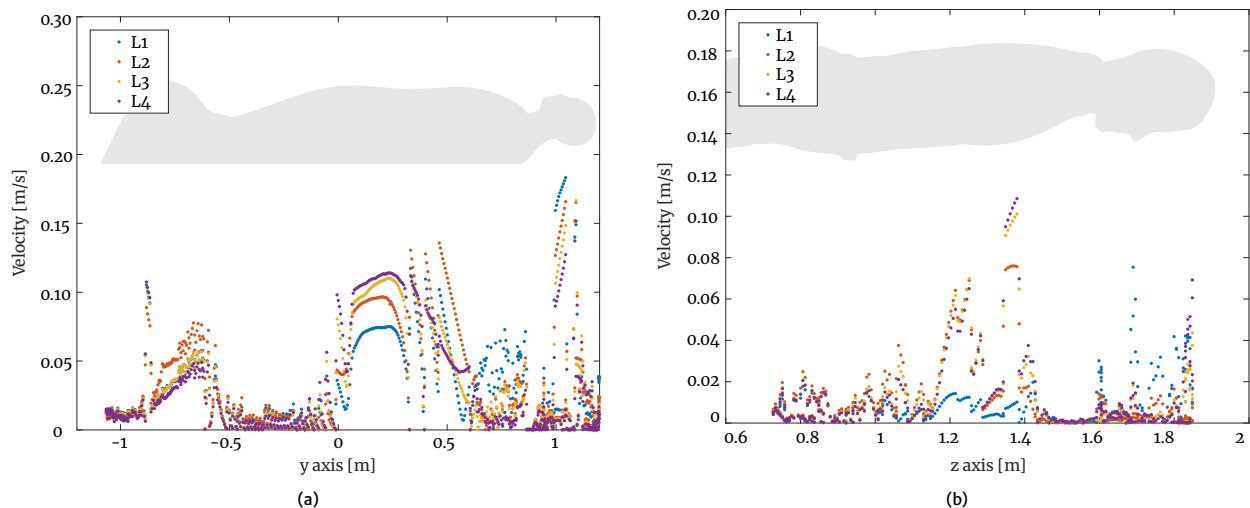


Fig. 11. Velocità su paziente (a) e chirurgo (b) al variare della configurazione per le lampade chirurgiche. I dati sono estratti lungo l'asse di simmetria.

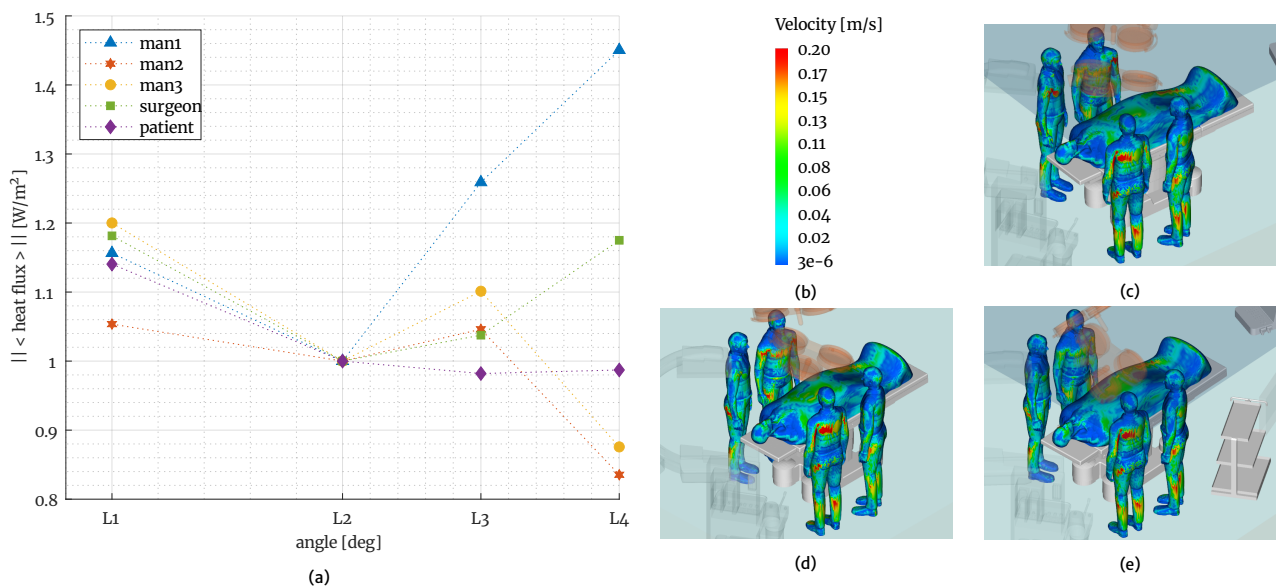


Fig. 12. Flusso termico normalizzato al valore del caso L2 (default) per l'equipe chirurgica (a). Tale flusso è la media dei valori letti tramite il rispettivo piano di simmetria. Campo di velocità proiettato sulle superfici dell'equipe chirurgica (b)

velocità sulla zona dell'addome ma ad una riduzione del flusso nell'area di intervento (vicino al chirurgo) e sulla testa. Al contrario, la configurazione L1 a cui corrisponde la velocità massima all'altezza della testa del paziente corrisponde anche la velocità minore sulla zona dell'addome.

Per il chirurgo i dati sono presenti fino al basso ventre (andando sotto il piano di simmetria non trova valori nello spazio compreso tra le gambe) ed è possibile osservare come, in modo analogo al paziente la configurazione L4 corrisponde ad una velocità generalmente maggiore all'altezza dell'addome. Per la testa non ci sono grandi differenze in quanto la lampada il cui effetto è maggiore (quella di destra nelle seguenti sezioni) si trova spostata e produce un minor effetto (vedi fig. 24).

L'effetto sul flusso termico non è percepibile dalle mappe a falsi colori ma è possibile estrarre i dati, sul piano di simmetria, per paziente, chirurgo e il resto dell'equipe. Tali dati, normalizzati rispetto il valore della

configurazione di default (L2) mostrano come variando il flusso d'aria che investe il corpo varierà anche lo scambio termico. La media di tale flusso termico è presente in fig. 12a e mostra come le diverse configurazioni portano a risultati diversi a seconda della posizione del corpo rispetto la lampada.

Al tendere ad una posizione più orizzontale il flusso termico aumenta per tutti i corpi. Invece, al tendere ad una posizione più verticale il flusso termico aumenta notevolmente per il chirurgo e l'assistente al suo fianco, tende a rimanere costante per il paziente e a diminuire per gli altri due assistenti. I valori sono stati normalizzati per eliminare la dipendenza del flusso termico dalla rispettiva temperatura, diversa per i differenti corpi.

Tali valori rimangono indicativi e richiederebbero una media su tutte le celle intersecanti la geometria analizzata, e non soltanto sul piano di simmetria, per ottenere valori più accurati.

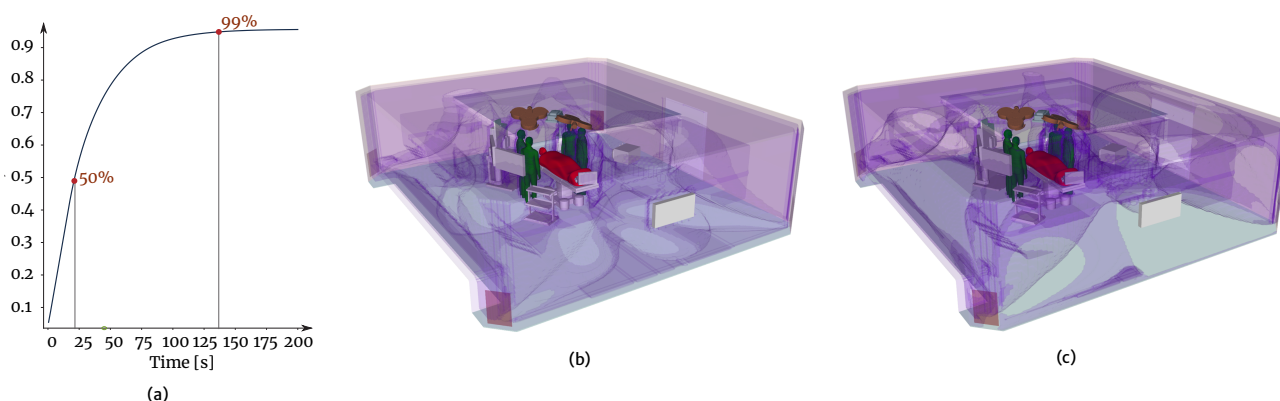


Fig. 13. Tempo di riempimento della stanza con aria nuova (a), il 50% dello ricambio d'aria si raggiunge in 21 secondi mentre il 99% in 131 secondi. Svuotamento della stanza con aria viziata evidenziata in viola al 50% (b) e al 70% (c) di svuotamento. Si osservi come la zona centrale, dove si trova il paziente, si svuota subito mentre le aree vicino le pareti e gli angoli superiori sono le ultime a svuotarsi.

3.5.2 ACH

Tramite Vento CFD è possibile anche valutare quantitativamente la velocità di svuotamento, nonché il numero di ricambi d'aria orari (ACH).

In particolare, viene implementata una simulazione tempo dipendente dove al tempo $t = 0$ viene imposto all'inlet una concentrazione pari al 100% di contaminante. Tale opzione, non rappresenta un contaminante vero e proprio ma un modo per segnalare al software che l'aria in ingresso è diversa da quella già presente (aria viziata). Viene dunque utilizzato un contaminante di tipo *frozen* ovvero tale da avere le stesse proprietà dell'aria già simulata ma presenta una flag virtuale riconoscibile dal software e dall'utente (ad esempio mediante un isovolume di concentrazione come in fig. 13b e fig. 13b).

Viene quindi analizzato il transiente a partire dalle condizioni stazionarie precedentemente ottenute su 200 secondi con passo di 0.5 secondi (400 step simulativi).

Tale analisi, i cui risultati sono riportati in fig. 13a, permette di misurare il ricambio d'aria pari al 50% dopo 21 secondi e superiore al 99% dopo 131 secondi. Ovvero il numero di ricambi d'aria orari è inferiore a 28 e risulta inferiore a quanto suggerirebbe il semplice rapporto tra portata e volume della stanza.

Inoltre, analizzando step per step è possibile osservare come il primo 50% dello svuotamento è concentrato sulla zona sterile, in linea con l'aria in ingresso, garantendo un continuo lavaggio della zona chirurgica. L'aria viziata rimane maggiormente contatto con la zona inferiore al paziente e successivamente con le pareti e gli angoli della stanza. La rientranza sul muro laterale mostra un tempo di ricircolo più lungo rispetto le altre zone, secondo solo agli spigoli superiori.

3.6 Contagio per via aerea

Viene successivamente posta l'attenzione su un altro grande fenomeno presente nelle sale chirurgiche in cui la presenza dell'equipe chirurgica come sorgente termica, ostacolo e fonte di perturbazione del flusso (respirazione) tende a ridurre l'efficacia del sistema di ventilazione in ottica di sterilizzazione della sala. In parti-

colare, l'influenza del corpo umano è tale da alterare il microambiente termico, come precedentemente osservato, e questo si riflette anche nella diffusione di particelle trasportanti batteri [20, 21].

Simulare l'effetto della respirazione richiederebbe un ingresso oscillatorio tale da rappresentare la respirazione del chirurgo o la ventilazione assistita del paziente, con una frequenza $f < 1$ Hz e un'ampiezza variabile [22]. Tuttavia, viene simulato un colpo di tosse il cui effetto è simile ad un ingresso impulsivo con una velocità di 4 m/s con una temperatura pari alla temperatura interna del corpo [23].

Viene dunque aggiunta una piccola superficie piana di forma ellissoidale per simulare la bocca e ne vengono imposte tali condizioni come inlet. Per osservarne la propagazione, in accordo con le misure di Geoghegan et al. [23] e le possibilità implementative di Vento CFD, viene simulato il colpo di tosse come un gradino con un intervallo temporale di 4 secondi con passi di 0.02 secondi.

Tale analisi viene effettuata sia per il paziente che per il chirurgo.

3.6.1 Paziente

L'analisi si mostra essere più qualitativa che quantitativa e bensì sia possibile misurare la concentrazione e l'immissione totale di aria contaminate è più interessante notare la distribuzione spaziale. In particolare, si può osservare come la direzione del flusso viene deviata dal campo di velocità opposto presente nella zona superiore al paziente. Infatti, se dopo 2 secondi la massa d'aria contaminata sembra dirigersi verso l'alto (fig. 14b) dopo 4 secondi tale massa d'aria viene spinta verso il basso (fig. 14c).

Appare evidente come l'emissione di contaminante da parte del paziente, grazie al flusso unidirezionale in ingresso, viene spinta verso il basso e quindi direzionata verso le bocchette di aspirazione dove può poi essere filtrata.

3.6.2 Chirurgo

L'emissione di contaminante da parte del chirurgo ha un effetto più interessante. Viene analizzata per il chirurgo

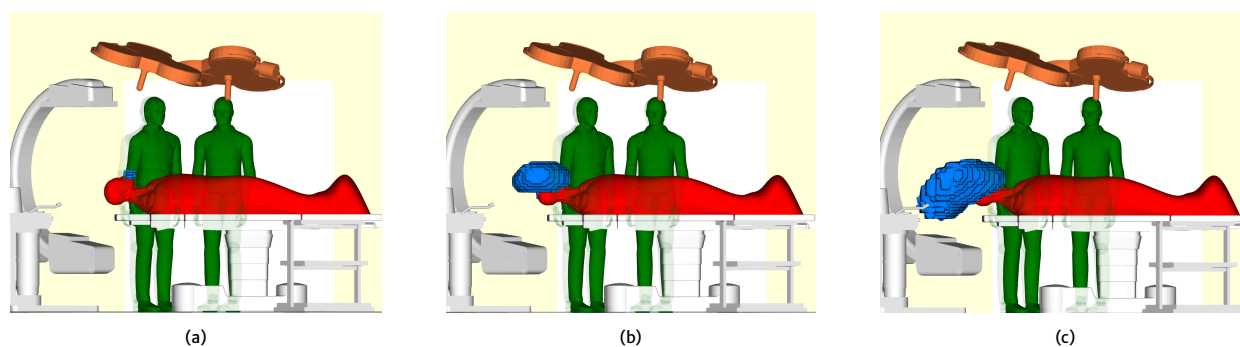


Fig. 14. Flusso d'aria contaminata (in azzurro) in uscita dal paziente simulando un colpo di tosse (prolungato) a 0.1 secondi (a), 2 secondi (b) e 4 secondi (c). Il continuo flusso d'aria unidirezionale imposto dalla superficie di ingresso tende ad allontanare l'aria contaminata dall'equipe chirurgica e a spingerla verso il basso, quindi verso le bocchette di aspirazione.

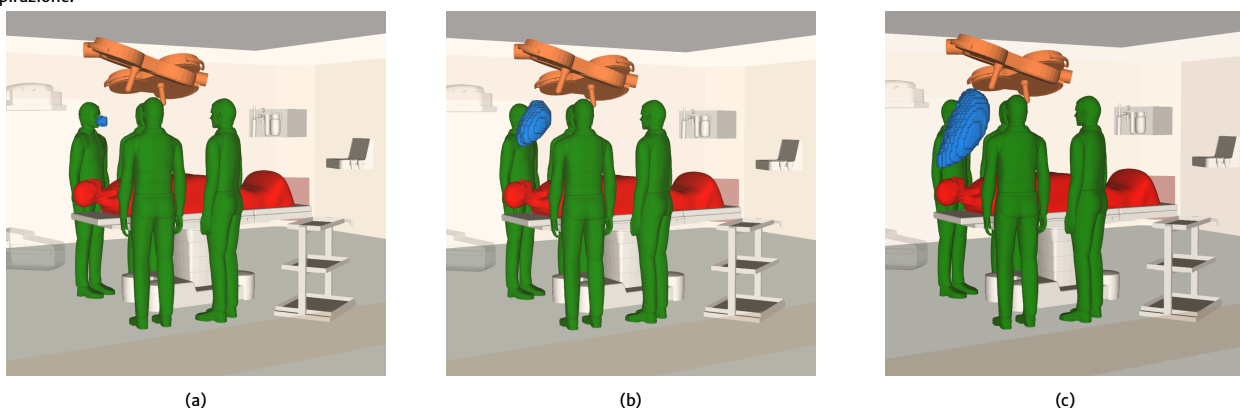


Fig. 15. Flusso d'aria contaminata (in azzurro) in uscita dal chirurgo simulando un colpo di tosse (prolungato) a 0.1 secondi (a), 2 secondi (b) e 4 secondi (c). Il continuo flusso d'aria unidirezionale imposto dalla superficie di ingresso tende ad allontanare l'aria contaminata dall'equipe chirurgica e a spingerla verso il basso, quindi verso le bocchette di aspirazione, tuttavia tende ad incontrare prima il paziente e il tavolo operatorio.

in quanto il corpo meno influenza dalla presenza delle lampade, tuttavia è facilmente riproponibile per tutta l'equipe con conseguenze analoghe.

L'aria emessa dal chirurgo, nonostante con emissione orizzontale (normale alla superficie rappresentante la bocca) viene subito deviata verso il basso dal predominante campo di velocità dovuto all'inlet. Tale flusso, diretto verso il pavimento, si scontra con il paziente e il tavolo operatorio. Questo può aumentare il rischio di SSI anche in relazione alle precedenti considerazioni sull'effetto indotto dalla presenza delle lampade chirurgiche.

4 Conclusioni

Tale analisi fornisce diversi risultati. Poter definire l'accuratezza e validare tali risultati è piuttosto complesso e richiederebbe quantomeno delle misurazioni strumentali accurate. Tuttavia, l'utilizzo di analisi CFD permette di stimare l'effetto del riposizionamento della strumentazione medica.

Viene confermato come le lampade chirurgiche e il personale possano costituire un problema per la corretta ventilazione della zona dell'intervento chirurgico (area tra paziente e chirurgo). In particolare, l'elemento maggiormente influente sulla ventilazione sono proprio le lampade chirurgiche che si posizionano come ostacolo tra l'ingresso del flusso unidirezionale e l'area sterile, impedendone la corretta ventilazione.

Il contributo termico della strumentazione e del personale medico gioca un ruolo importante nella determinazione di un qualsiasi indicatore di comfort. La stima presentata richiederebbe quantomeno un calcolo puntuale e successivamente una medica corpo per corpo, ancor meglio se effettuata separatamente su diversi segmenti (es. testa, braccia, tronco, gambe). Non è stato effettuato per limiti software.

Tale analisi permette di avere un'idea anche sulla diffusione di patogeni. In particolare, ne risulta come il maggior effetto è presente a causa del chirurgo e dell'intera equipe. Chiaramente, tale effetto viene ridotto considerando la presenza di mascherine. Inoltre, per analizzare con una maggior accuratezza la diffusione di patogeni e il contagio aereo le condizioni al contorno, per l'ente contaminante, dovrebbero essere quantomeno oscillatorie analizzandone poi la variazione e la diffusione prolungata nel tempo e nello spazio.

Si fa notare anche che tale analisi può essere svolta con un costo computazionale piuttosto basso e con un onere di preprocessing veramente ridotto. Sfruttando le potenzialità di *Vento CFD* è possibile integrare tale strumento non solo nella fase di progettazione ma anche per la verifica e l'ottimizzazione del layout della sala operatoria. In particolare, lo sviluppo e l'abbassamento dei costi delle tecnologie di scansione 3D [24] permette di digitalizzare l'intera stanza in poche ore arrivando ad avere oggetti digitali che possono essere facilmente integrati in tale fase di analisi. Tali strumenti permetterebbero di

ridurre notevolmente i rischi di SSI e i risultati potrebbero essere aggiunti a sistemi di controllo delle sale operatorie ibride dove tutti i macchinari sono controllati e movimentati da un'unica sala di regia.

5 Disponibilità del codice e materiale aggiuntivo

Una versione digitale di tale report è presente al link: <https://alessandromastrofini.it/cfd-surgery-room>.

In particolare, sono presenti anche le animazioni delle analisi transitorie e i file CAD.

References

- Versteeg HK, Malalasekera W. An Introduction to Computational Fluid Dynamics: The Finite Volume Method. 2nd ed. Pearson Education Ltd;
- Lei TK. Use of Computational Fluid Dynamics Applications in Cleanroom Design. *Journal of the IEST* 2001 03;44:30–34.
- Truong TT, Cao QB. Improving Quality Control of Operating Room Environment by Computational Fluid Dynamics; p. 65–55. <https://easychair.org/publications/paper/WjrG>.
- Sadrizadeh S, Aganovic A, Bogdan A, Wang C, Afshari A, Hartmann A, et al. A Systematic Review of Operating Room Ventilation;40:102693. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2352710221005519>.
- UNI 11425:2011 – Impianto di ventilazione e condizionamento a contaminazione controllata (VCCC) per il blocco operatorio;
- ASHRAE 511 Standard 170P. Ventilation of Health Care Facilities;
- Sadeghian P, A New Generation of Hospital Operating Room Ventilation;
- Geddes da Filicaia F. IL BLOCCO OPERATORIO – Guida ragionata alla progettazione;
- Olesen BW, Moreno-Beltrón DL, Grau-Rios M, Tähti E, Niemelä R, Olander L, et al. TARGET LEVELS. In: *Industrial Ventilation Design Guidebook Elsevier*; 2001.p. 355–413. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780122896767500096>.
- Liu C, Zhou G, Li H. Analysis of Thermal Environment in a Hospital Operating Room. *Procedia Engineering* 2015;121:735–742. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877705815028490>.
- TNV. Vento CFD;<http://vento-cfd.com>.
- SagiCofim. Dif-OT Differential speed ceiling filtration system for critical operating theatres;<https://www.sagicofim.com/hospital/en/reparti/dif-ot>.
- Tanabe S, Arens EA, Bauman F, Zhang H, Madsen T. Evaluating Thermal Environments by Using a Thermal Manikin with Controlled Skin Surface Temperature 1994;p. 11.
- Sherwood L. Fisiologia umana: dalle cellule ai sistemi. Zanichelli;
- Bogdan A, Sudół-Szopińska I, Szopinski T. Assessment of Textiles for Use in Operating Theatres with Respect to the Thermal Comfort of Surgeons. *Fibres and Textiles in Eastern Europe* 2011 03;85.
- Truong TT, Cao QB. Improving Quality Control of Operating Room Environment by Computational Fluid Dynamics; p. 65–55. <https://easychair.org/publications/paper/WjrG>.
- Rodrigues NJO, Oliveira RF, Teixeira SFCE, Miguel AS, Teixeira JC, Baptista JS. Thermal comfort assessment of a surgical room through computational fluid dynamics using local PMV index. *Work* 2015 Jul;51(3):445–456. <https://www.medra.org/servelet/aliasResolver?alias=iospress&doi=10.3233/WOR-141882>.
- Parsons K. Human Thermal Environments: The Effects of Hot, Moderate, and Cold Environments on Human Health, Comfort, and Performance, Third Edition. 0 ed. CRC Press; <https://www.taylorfrancis.com/books/9781466596009>.
- ISO 7730:2005 Ergonomics of the thermal environment — Analytical determination and interpretation of thermal comfort using calculation of the PMV and PPD indices and local thermal comfort criteria;
- Liu Z, Yin D, Hu L, He J, Cao G. Bacteria-Carrying Particles Diffusion in the Operating Room Due to the Interaction between Human Thermal Plume and Ventilation Systems: An Experimental-Numerical Simulation Study;270:112277. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0378778822004480>.
- Mohamadi F, Fazeli A. A Review on Applications of CFD Modeling in COVID-19 Pandemic;<https://link.springer.com/10.1007/s11831-021-09706-3>.
- Lucangelo U, editor. Respiratory System and Artificial Ventilation. Springer;
- Geoghegan PH, Laffra AM, Hoogendorp NK, Taylor MC, Jermy MC. Experimental Measurement of Breath Exit Velocity and Expired Bloodstain Patterns Produced under Different Exhalation Mechanisms 2017;131(5):1193–1201. <http://link.springer.com/10.1007/s00414-017-1545-2>.
- Artec, Artec 3D scanning applications in healthcare; 2022. <https://www.artec3d.com/cases/medical>.
- Bhatia D, Santis AD. A Preliminary Numerical Investigation of Airborne Droplet Dispersion in Aircraft Cabins;10(03):198–207. <https://www.scirp.org/journal/doi.aspx?doi=10.4236/ojfd.2020.103013>.
- Gilani S, Montazeri H, Blocken B. CFD Simulation of Stratified Indoor Environment in Displacement Ventilation: Validation and Sensitivity Analysis;95:299–313. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0360132315301189>.
- Stamou A, Katsiris I. Verification of a CFD Model for Indoor Airflow and Heat Transfer;41(9):1171–1181. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0360132306000394>.
- ASHRAE, Standards AN. Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy;
- Gao NP, Niu JL. CFD Study of the Thermal Environment around a Human Body: A Review. *Indoor and Built Environment* 2005 Feb;14(1):5–16. <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/>

1420326X05050132.

30. Espejel-Blanco DF, Hoyo-Montaña JA, Arau J, Valencia-Palomo G, García-Barrientos A, Hernández-De-León HR, et al. HVAC Control System Using Predicted Mean Vote Index for Energy Savings in Buildings. *Buildings* 2022;12(1). <https://www.mdpi.com/2075-5309/12/1/38>.
31. Tartarini F, Schiavon S. Pythermalcomfort: A Python Package for Thermal Comfort Research;12:100578. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2352711020302910>.
32. Chaudhuri T, Soh YC, Bose S, Xie L, Li H. On Assuming Mean Radiant Temperature Equal to Air Temperature during PMV-based Thermal Comfort Study in Air-Conditioned Buildings. In: IECON 2016 - 42nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society IEEE; p. 7065–7070. <http://ieeexplore.ieee.org/document/7793073/>.

Appendice

5.1 Sensibilità alla mesh

Vengono quindi confrontati i livelli di discretizzazione proposti. Tali livelli trovano limite superiore e inferiori anche a causa di limiti implementativi.

La scelta più logica nello scegliere livelli di refinement meno fitti dovrebbe essere quella di fermarsi quando le singole celle sono troppo grandi per rappresentare le variazioni di interesse. Si immagini ad esempio di voler rappresentare il campo di velocità dell'aria intorno la testa del paziente con una sola cella fluida più grande della testa stessa. Inoltre, questo si scontra anche con i limiti di V_{ento} CFD per cui scendendo sotto il livello indicato come mesh #1 si incontrano dei tempi per le fasi di processamento degli STL e immersione più lunghi del calcolo numerico corrispondente.

In modo simile, il livello di mesh più fitto trova limite nell'hardware a disposizione. Seguendo le indicazioni di V_{ento} CFD si ha, in questo caso, un limite di $12 \div 13$ milioni di celle.

Vengono quindi riportate le griglie per tre livelli di mesh nelle figure seguenti.

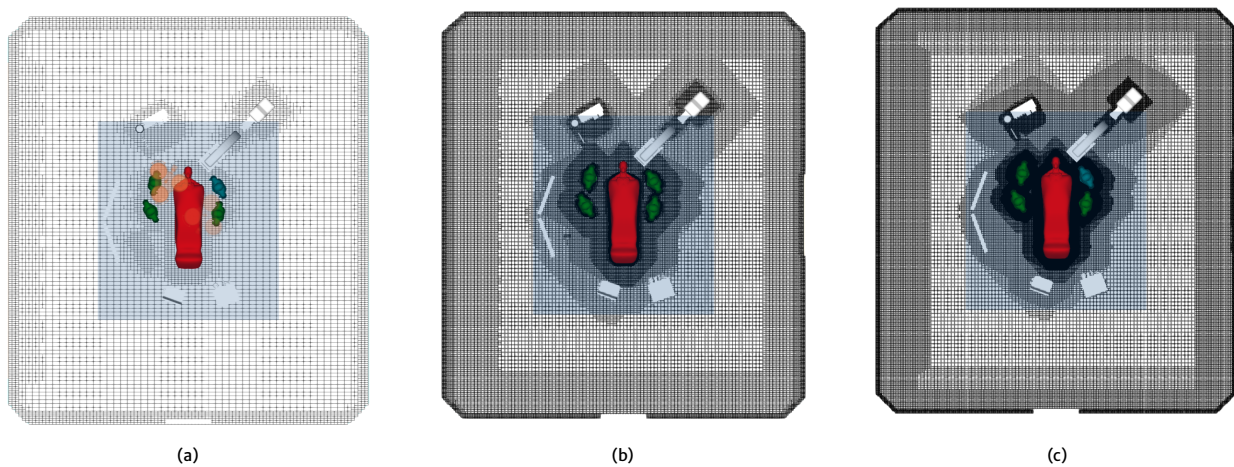


Fig. 16. Griglia strutturata per le mesh #1, #4 e #6. Sezione con piano xy a coordinata $z = 0.9$ m.

Il metodo principe per giudicare la convergenza dell'analisi numerica è sicuramente l'analisi del residuo, precedentemente discussa. Tuttavia, per giudicare la variabilità delle analisi al variare della mesh conviene fissare dei parametri di controllo e cercare il salto di livello di discretizzazione per cui la variazione è minima. Vengono quindi confrontati la velocità dell'aria (fig. 17b) e la temperatura nei punti di controllo (fig. 17c) S_1 ed S_2 , precedentemente citati, e il risultato del monitor di convergenza (i.e. all'ultima iterazione) per il flusso di massa e la temperatura dell'outlet (fig. 17f), i valori massimi, minimi e medi di temperatura (fig. 17d) e i flussi termici per paziente, chirurgo e per la porta (fig. 17e).

L'errore numerico viene definito rispetto la misura più accurata, quindi rispetto la discretizzazione massima:

$$E = \left| \frac{\text{misura} - \text{misura}_{\#6}}{\text{misura}_{\#6}} \right| \quad (4)$$

Dalle figure precedenti, insieme ai precedenti commenti nella sezione §3.2, appare evidente come un'ottima scelta possa essere la mesh #5. I risultati rimangono piuttosto accurati con un errore massimo generalmente inferiore al 1% ed inferiore al 10% soltanto sul parametro della temperatura massima. Questo consente però di risparmiare oltre il 40% del tempo di calcolo.

Inoltre, si osserva come tale parametro fa riferimento ad un piccolo volume concentrato nell'intorno del c-arm e non influenza particolarmente l'analisi complessiva.

5.2 Modello di turbolenza

In generale, le tre tipologie di analisi CFD sono: simulazione numerica diretta (DNS), large eddy simulation (LES) e la risoluzione delle equazioni di Navier-Stokes mediate secondo Reynolds (RANS). In V_{ento} CFD è possibile condurre simulazioni RANS. Questo richiede la scelta di un modello di turbolenza e, per tale analisi indoor, diversi studi in letteratura mostrano come siano più accurati e di rapida convergenza il modello $k - \omega$ e Spalart-Allmaras.

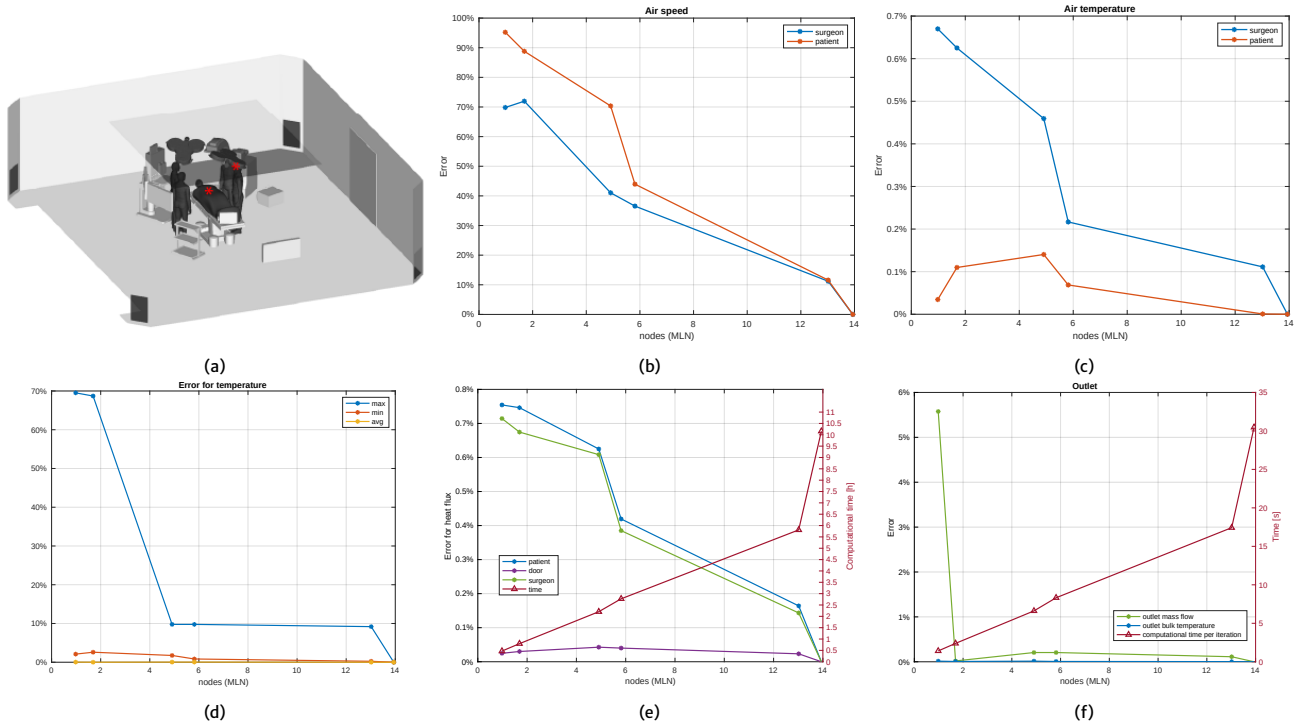


Fig. 17. Punti di controllo vicino al petto del paziente e vicino la testa del chirurgo, di coordinate $S_1 = \{0; 0.4; 1.2\}$ e $S_2 = \{0.6; 0.58; 1.7\}$ (a); velocità dell'aria dei punti di controllo al variare della discretizzazione (b); temperatura dell'aria nei punti di controllo al variare della discretizzazione (c); errore numerico per la temperatura (d); errore numerico per il flusso termico e tempo di calcolo totale (e); errore numerico sul flusso di massa e sulla temperatura dell'outlet confrontati con il tempo medio per iterazione (f)

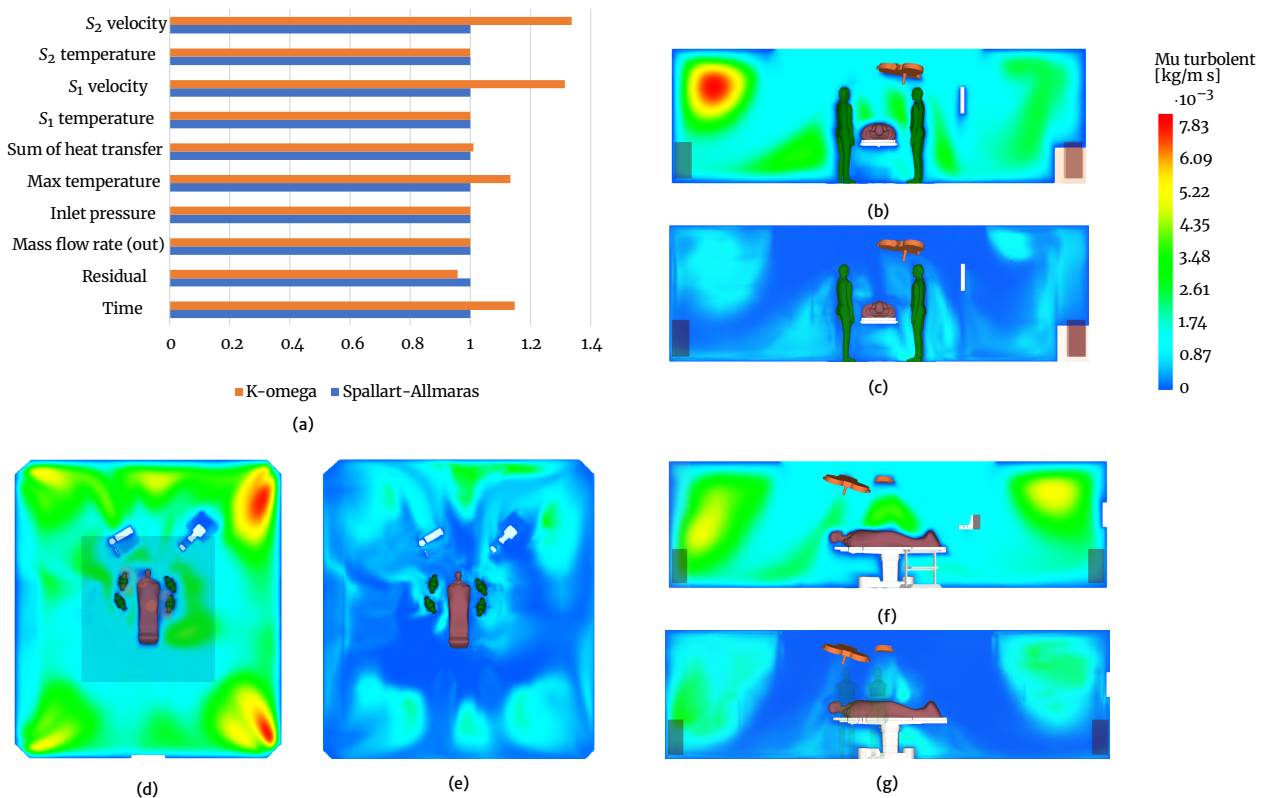


Fig. 18. Variazione delle quantità di controllo nel modello $k - \omega$ rispetto al modello con Spallart-Allmaras (a); confronto della viscosità turbolenta rispettivamente per il modello Spallart-Allmaras e $k - \omega$, nel piano xz (b) e (c), xy (d) ed (e), yz (f) e (g)

Differenti studi mostrano come i modelli di turbolenza più accurati per tali simulazioni indoor possono essere il $k - \omega$ e lo Spallart-Allmaras [25, 26].

In particolare, il modello $k - \omega$ presenta diversi vantaggi [27] tra cui la stabilità numerica e una migliore efficienza. Inoltre, in tal caso, per l'inlet si considera un flusso a bassa turbolenza (turbulence intensity < 1%).

Si precisa anche che la scelta tra i modelli non è univoca e differenti studi mostrano come, in ambienti indoor dove si è interessati allo scambio termico, in determinati casi il modello $k - \varepsilon$ possa produrre risultati più accurati [27]. Si fa anche presente che tali modelli vengono valutati in confronto a dati sperimentali e la loro accuratezza prescinde quindi dall'aver correttamente riproposto le condizioni al contorno rispetto la situazione reale.

Un confronto tra i due modelli mostra risultati simili mentre il modello Spallart-Allmaras mostra una maggiore velocità di convergenza.

Entrambi i modelli raggiungono un residuo inferiore a -3 dopo 1200 iterazioni in 5.8 ore per il modello Spallart-Allmaras contro 6.8 ore del modello $k - \omega$, ovvero una media per iterazione di rispettivamente di 17.4 secondi e 20.4.



Fig. 19. Sezione nel piano di simmetria del paziente. Confronto del campo di velocità ottenuto con il modello Spallart-Allmaras (a) e $k - \omega$ (b); e del campo di temperatura ottenuto con il modello Spallart-Allmaras (c) e $k - \omega$ (d)

5.3 Termoregolazione

Introdurre uno o più corpi umani all'interno di una simulazione termofluidodinamica richiedere di modellare il loro contributo termico. In prima approssimazione è possibile trascurare le singole differenze di temperatura tra i diversi segmenti corporei e portare in conto l'effetto dell'abbigliamento e dello scambio termico attraverso un'unica sorgente termica omogeneizzata. Viene quindi riportato un modello di termoregolazione tale da permettere il calcolo di una temperatura equivalente che, una volta assegnata al corpo, ne porta in conto i diversi scambi termici.

In condizione stazionarie la perdita di calore dal corpo umano Q_m è uguale alla produzione di calore metabolico M . Tale calore perso è diviso in una parte persa attraverso la pelle e la sudorazione Q_s e una parte dovuta alla respirazione Q_{res} .

$$M = Q_m = Q_s + Q_{res} \quad (5)$$

A sua volta il calore perso tramite la respirazione è diviso nel calore latente E_s e nella perdita sensibile Q_t a sua volta divisa in una parte persa per convezione Q_c e in calore radiativo Q_r .

$$Q_s = Q_t + E_s; \quad Q_t = Q_c + Q_r \quad (6)$$

Dove è possibile esprimere il calore latente [28] e il calore perso con la respirazione [29] come segue:

$$\begin{aligned} E_s &= 3.05 \cdot 10^{-3} \cdot (5733 - 6.99 \cdot M - P_a) + 0.42 \cdot (M - 58.12) \\ Q_{res} &= 1.7 \cdot 10^{-5} \cdot M \cdot (5876 - P_a) + 0.0014 \cdot M \cdot (34 - T_a) \end{aligned} \quad (7)$$

Chiaramente sia il calore convettivo che radiativo sono legati alla temperatura della pelle come:

$$Q_s = h_c \cdot (T_s - T_a) \quad (8)$$

Dunque è possibile esprimere la perdita di calore come

$$Q_t = M - Q_{res} - E_s \quad (9)$$

E quindi valutare la temperatura superficiale [13] come:

$$t_s = 36.4 - 0.054 \cdot Q_t \quad (10)$$

Ovvero, considerando la resistenza termica offerta dai vestiti è possibile considerare una temperatura equivalente come:

$$t_{eq} = t_s - 0.155 \left(I_{cl} + \frac{I_a}{f_{cl}} \right) \cdot Q_t \quad (11)$$

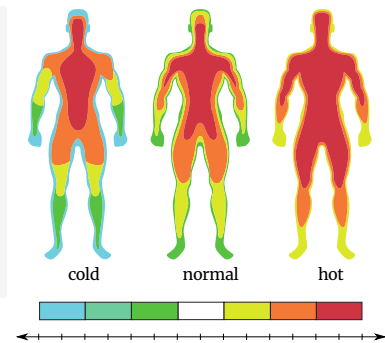
Dove I_a è la resistenza termica sulla superficie della pelle, I_{cl} la resistenza del vestiario e f_{cl} il fattore di copertura, espressi in [clo].

```

1 Qres = 1.7*10^(-5)*M*(5876 - Pa) + 0.0014*M*(34 - ta);
2 Es = 3.05*10^(-3) *(5733 - 6.99 M - Pa) + 0.42*(M - 58.12);
3 met = 58.2;
4 M = {1, 2, 2.2} met
5 Qt = M - Qres - Es;
6 ts = 36.4 - 0.054*Qt
7 Icl = {0.2, 0.14, 0.2}; (*basic clothing insulation *)
8 Ia = 0.03 (* thermal resistance *)
9 fcl = 1 + 0.3 Icl; (* clothing area factor*)
10 teq = ts - 0.155 ( Icl + Ia/fcl)*Qt

```

Code 1. Calcolo numerico delle temperature equivalenti implementato in Wolfram Mathematica



5.4 Calcolo del PMV

Per il calcolo del predicted mean vote [19, 30] è necessario considerare il bilancio tra il calore totale generato e le differenti perdite:

$$PMV = TS \cdot [(M - V) - HL1 - HL2 - HL3 - HL4 - HL5 - HL6] \quad (12)$$

Dove ciascun termine ha un significato preciso. A partire dalla produzione di calore del corpo umano ($M - V$) viene calcolato il coefficiente di sensazione termica:

$$TS = 0.303 \cdot e^{-0.036 \cdot M} + 0.028 \quad (13)$$

La diffusione di calore attraverso la pelle e attraverso la sudorazione:

$$HL1 = -3.05 \cdot 10^{-3} \cdot [5733 - 6.99 \cdot (M - V) - Pa]; \quad HL2 = -0.42 \cdot [(M - V) - 58.15] \quad (14)$$

Il calore perso con la respirazione, rispettivamente latente e non evaporativo:

$$HL3 = -1.7 \cdot 10^{-5} \cdot M \cdot (5867 - Pa); \quad HL4 = -0.0014 \cdot M \cdot (34 - t_a) \quad (15)$$

La perdita di calore radiativo:

$$HL5 = -3.96 \cdot 10^{-8} \cdot f_{cl} \cdot [(t_{cl} + 273)^4 - (t_r + 273)^4] \quad (16)$$

E per convezione:

$$HL6 = -f_{cl} \cdot h_c \cdot (t_{cl} - t_a) \quad (17)$$

Oltre al tasso di produzione di calore metabolico (M) e al lavoro esterno (V) intervengono diversi fattori come l'isolamento del vestiario i_{cl} , il fattore di superficie dell'abbigliamento f_{cl} , il coefficiente di convezione h_{cl} , e la temperatura dell'abbigliamento t_{cl} . Tali valori sono espressi a loro volta da funzioni non lineari delle temperatura dell'aria t_a , della velocità dell'aria v_a e della pressione parziale di vapore P_a .

L'indice PMV viene dunque calcolato tramite la libreria `pythermalcomfort` [31] sotto l'assunzione che la temperatura media radiante è pari alla temperatura ambiente, non avendo a disposizione misure sperimentali (relativamente complesse) e seguendo l'ipotesi per cui negli ambienti interni sono presenti temperature e flussi termici maggiormente uniformi [32]. Il codice è presente nello snippet 2.

```

1 from pythermalcomfort.models import pmv
2 from pythermalcomfort.utilities import v_relative, clo_dynamic
3 tdb= 21 # enviroment temperature
4 tr=tdb
5 rh = 50 # RH
6 vr = [0.1, 0.11, 0.18, 0.2] # velocity over surface
7 met = [1.5, 2, 2.2]
8 clo = [0.2, 0.14, 0.2]
9 text=["Patient:", "Equipe:", "Surgeon:"]
10 for i in range(len(clo)):
11     results = pmv(tdb=tdb, tr=tr, vr=vr, rh=rh, met=met[i], clo=clo[i])
12     print(text[i]+" "+str(results))

```

Code 2. Calcolo del PMV mediante `pythermalcomfort`

I calcoli di tale indice, presentati nel report, sono qualitativi. Il calcolo di un indice affidabile richiederebbe almeno il calcolo puntuale e successivamente la media.

Inoltre, per giudicare correttamente la qualità e la sensazione di comfort sarebbe più indicato calcolare flussi termici e temperature equivalenti, quindi l'indice PMV, almeno separando i segmenti corporei quali testa, tronco, gambe e braccia.

Tuttavia, nelle prossime versioni di `Vento CFD` verrà incorporato il calcolo punto per punto.

5.5 Temperatura

Si riporta dunque l'ingrandimento del diagramma a falsi colori citati nel testo.

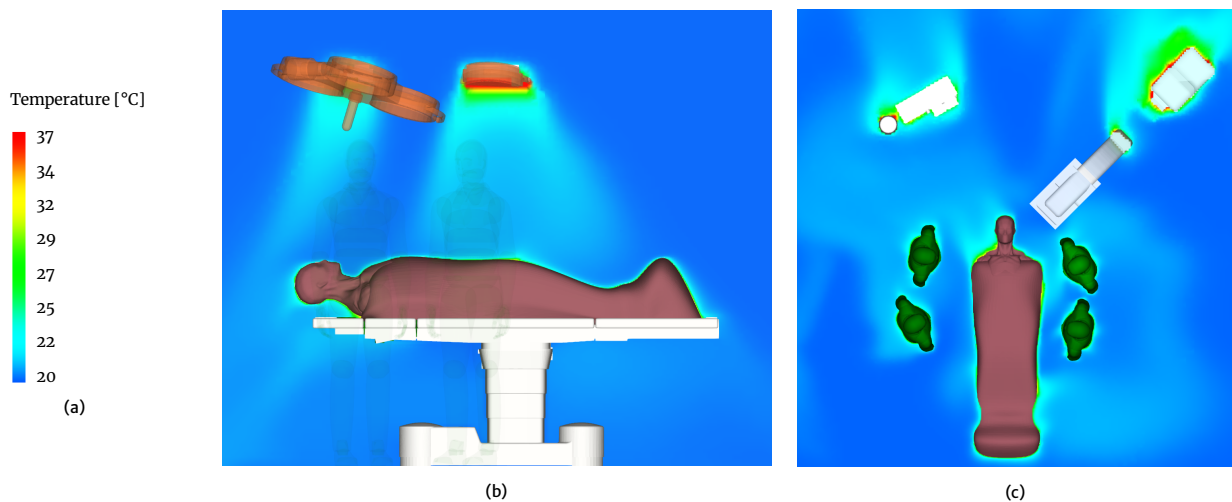


Fig. 20. Diagramma a falsi colori della temperatura intorno al personale medico su una sezione con piano yz passante per la simmetria del paziente (b) e con piano xy a quota $z = 1\text{ m}$

5.6 Inclinazione lampade

Si riportano dunque le ulteriori sezioni citate nel testo dove viene analizzato l'effetto della rotazione delle lampade chirurgiche.

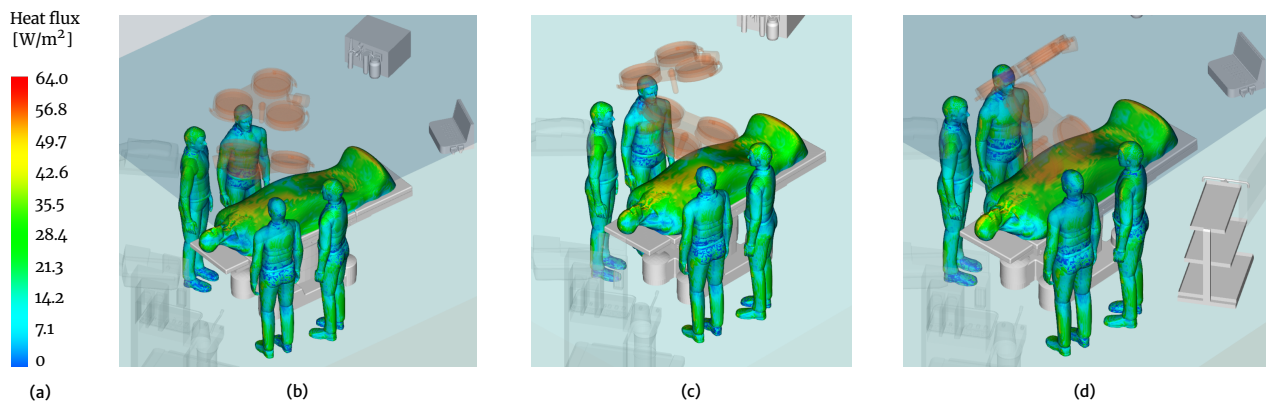


Fig. 21. Proiezione dei flussi termici sulle superfici rappresentanti l'equipe chirurgica e il paziente nella configurazione delle lampade L1 (b), L2 (c) e L4 (d)

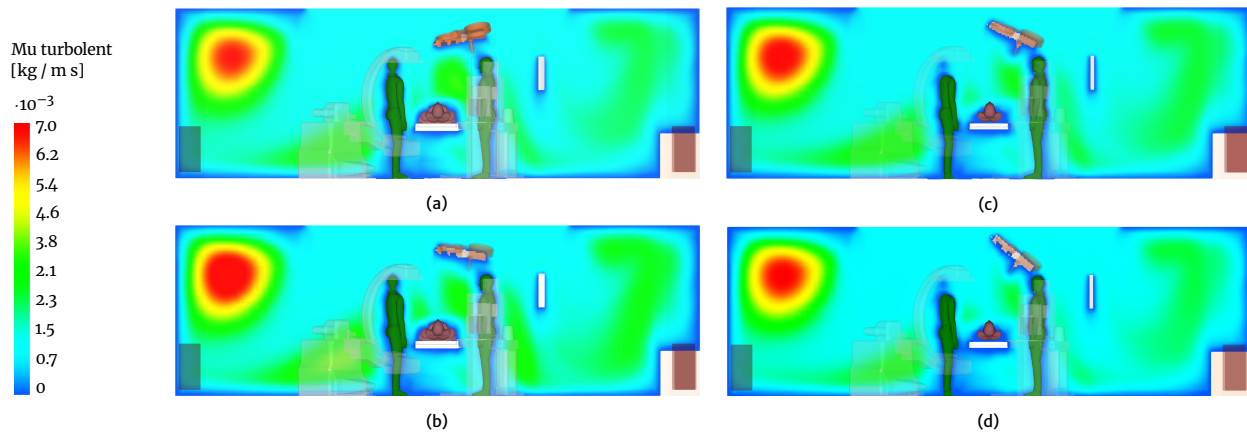


Fig. 22. Viscosità turbolenta sulla sezione passante per il centro della lampada di destra per la configurazione di lampade L1 (a), L2 (b), L3 (c) e L4 (d)

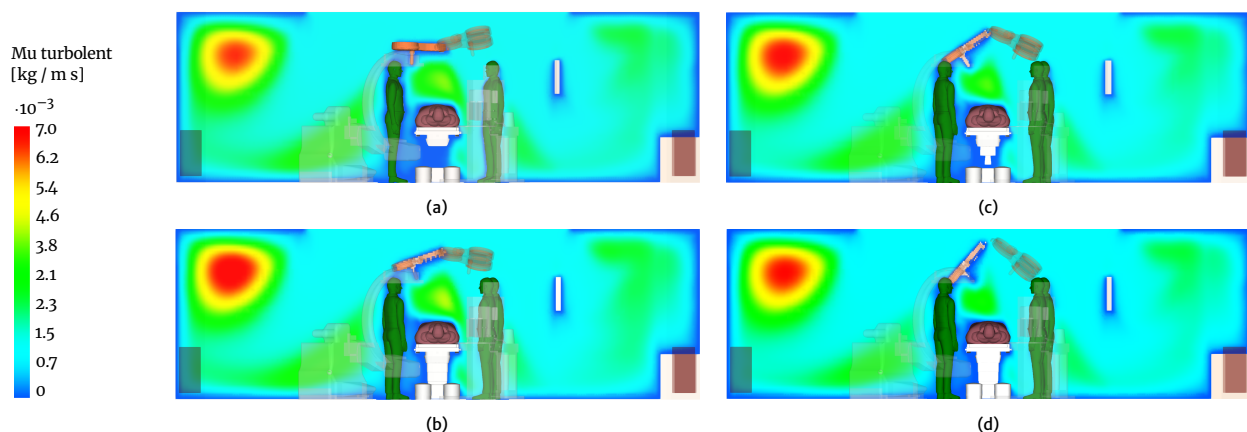


Fig. 23. Viscosità turbolenta sulla sezione passante per il centro della lampada di sinistra per la configurazione di lampade L1 (a), L2 (b), L3 (c) e L4 (d)

L'effetto è piuttosto marcato sulla viscosità turbolenta. In particolare, la rotazione della lampada di destra presenta un effetto predominante.

La lampada sinistra in generale presenta dei livelli di turbolenza più elevati e questo è dovuto anche al fatto che l'area tra il personale e la lampada viene schermata dal flusso in ingresso, personale e lampada si trovano molto vicini. Questo effetto è meno marcato nella lampada di destra anche a causa della maggior distanza rispetto al chirurgo.

Tale effetto è ben evidente osservando il diagramma a falsi colori della velocità rispetto la sezione passante per il

piano della lampada di destra (fig. 24).

La disposizione orizzontale sembra essere la più sconsigliata. Tuttavia, per garantire il corretto flusso intorno al paziente è bene mantenere le lampade chirurgiche quanto più distanti dall'asse di simmetria del paziente stesso.

Tale effetto è ben evidente confrontando i campi di velocità sulle sezioni passanti per le due differenti lampade.

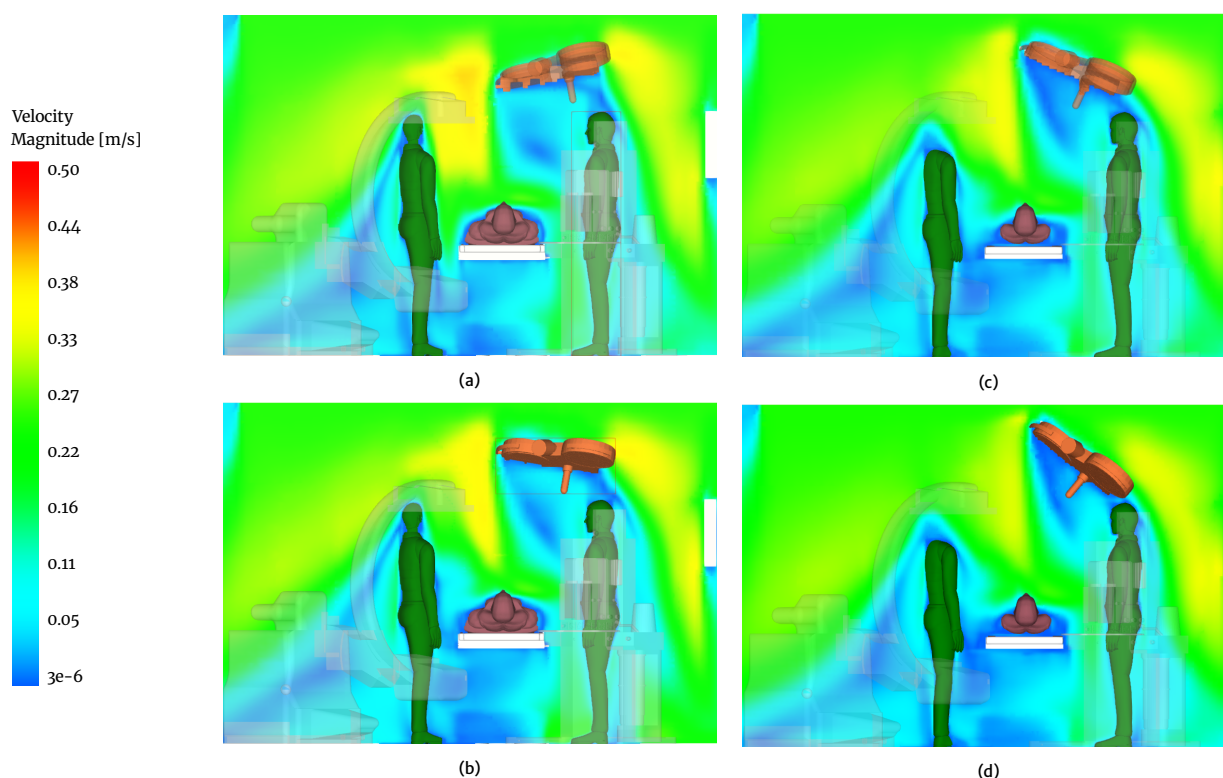


Fig. 24. Campo di velocità sulla sezione passante per il centro della lampada di destra per la configurazione di lampade L1 (a), L2 (b), L3 (c) e L4 (d)

5.6.1 Estrazione dati

I dati vengono estratti mediante un *cutter*, ovvero un piano passante per il corpo (selezionato passanti per l'asse di simmetria) tale da identificarne tutti i punti di intersezione.

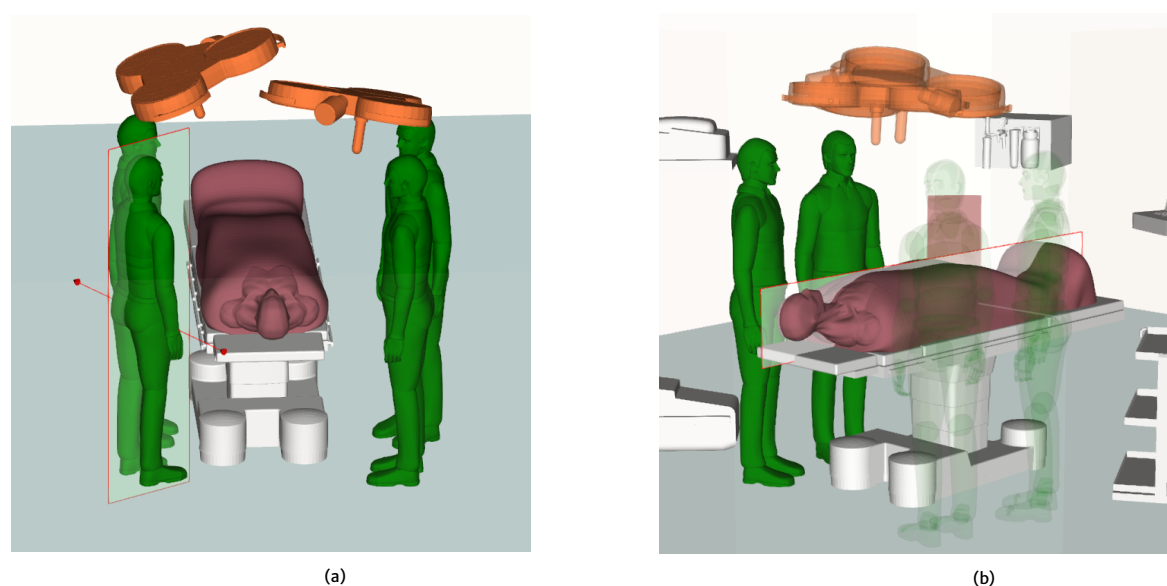


Fig. 25. Piani di taglio per il chirurgo (a) e per il paziente (b)

Tale limite è imposto da *VENTO* CFD per cui non è possibile esportare i dati per tutti i punti di superficie. Tuttavia,

nelle versioni future verrà implementata la possibilità di calcolare la media dei valori per singola superficie.

I dati esportati possono essere elaborati con un software di calcolo numerico andando a leggere le singole quantità.

Nel codice seguente viene riportato un esempio per la lettura dei dati di velocità del flusso sul paziente prendendo i punti anteriori estratti dalla sezione in fig. 25b.

```

1  path=['\lamp\test_sala_lamp_n1', '\test_sala_grid_n05', '\lamp\test_sala_lamp_n3', '\lamp\
    test_sala_lamp_n4'];
2  full_path=strcat('C:\Users\bigba\OneDrive\Progetto FLN\CFD',path,'\cut_plane_patient.csv'
    );
3  sign=length(path);
4  for i=1:sign
5  cutplanepatient= readtable(full_path(i), opts); % load data exported from Vento
6  data(i).X=cutplanepatient.X; data(i).Y=cutplanepatient.Y; data(i).Z=cutplanepatient.Z;
7  data(i).speed=cutplanepatient.speed;
8  clear cutplanepatient
9  end
10 index=and(data(1).Z<1.2,data(1).Z>0.95); % select data over patient upper surface
11 figure; plot(data(1).Y(index),data(1).speed(index),'.')
12 hold on
13 for i=2:sign
14 clear index % clear index to avoid numerical problem
15 index=and(data(i).Z<1.2,data(i).Z>0.9);
16 plot(data(i).Y(index),data(i).speed(index),'.')
17 end
18 xlabel('y axis [m]'); ylabel('Velocity [m/s]');
19 legend({'L1','L2','L3','L4'},'Location','northwest'); xlim([-1.2,1.2]); ylim([0,0.3])

```

Code 3. Estrazione dei dati sulla faccia superiore del paziente e plot della velocità dell'aria contro la coordinata y

Una procedura analoga è stata utilizzata per l'intera equipe e per il calcolo della variazione dei flussi termici (fig. 12a).