

# POLITECNICO DI TORINO

Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale



Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

## Metodi ingegneristici per l'ottimizzazione del processo di simulazione CFD di due maschere total-face per la ventilazione meccanica non invasiva

Relatore: Dr. Mara TERZINI

Candidato: Francesco MELLO

Correlatori: Ing. Andrea FORMAGGIO  
Ing. Margherita DE LUCA

Matricola: 281563

Anno Accademico 2022-2023



*Ai miei nonni,  
scrigno dei miei ricordi felici*



# Indice

1. Introduzione .....	13
1.1. Anatomia e fisiologia del sistema respiratorio .....	13
1.2. Misure spirometriche e patologie respiratorie .....	15
1.3. COPD e ARSD .....	16
1.4. Ventilazione meccanica non invasiva a pressione continua (NIV CPAP): circuito aperto e chiuso .....	17
1.5. Vantaggi del sistema a circuito chiuso .....	20
1.6. Svantaggi del sistema a circuito chiuso: <i>rebreathing</i> di CO <sub>2</sub> .....	20
1.7. Casco e maschera: vantaggi e svantaggi .....	22
1.8. Obiettivo del lavoro di tesi.....	22
2. Metodi .....	24
2.1. Geometria e caratteristiche del modello .....	24
2.2. Scansione della maschera.....	27
2.3. Creazione dell'impronta della maschera .....	28
2.4. Creazione dei solidi.....	31
2.5. Realizzazione della mesh 2D .....	32
2.6. Creazione della mesh 3D .....	35
2.7. Simulazioni CFD ( <i>computational fluid dynamics</i> ).....	36
2.8. Definizione delle condizioni al contorno (BCs) .....	38
2.9. Simulazioni stazionarie .....	41
2.10. Modello di turbolenza.....	43
2.11. Simulazioni transienti o non stazionarie .....	44
2.12. Risultati della simulazione non stazionaria e valutazione della sua convergenza .	45
3. Metodi di ottimizzazione .....	49
3.1. Ottimizzazione del processo di scansione e acquisizione della maschera.....	49
3.1.1. <i>Calibrazione dello scanner</i> .....	50
3.1.2. <i>Posizionamento dell'oggetto da scansionare e numero di step di acquisizione</i> .....	53
3.1.3. <i>Definizione del contrasto nel processo di scansione</i> .....	55
3.1.4. <i>Processamento post scansione</i> .....	56
3.2. <i>Sensitivity Analysis</i> .....	57
3.2.1. <i>Set di mesh su cui eseguire la Sensitivity Analysis</i> .....	58
3.2.2. <i>Definizione del growth rate</i> .....	58
3.3. Setup dei parametri della simulazione non stazionaria: time step e precisione del	

residuo di continuità.....	60
3.3.1. <i>Configurazione con tubo ausiliario e condizione di ricircolo</i> .....	61
<i>Configurazione senza tubo ausiliario e senza condizione di ricircolo</i> .....	62
3.3.3 <i>Configurazione con tubo ausiliario ma senza la condizione di ricircolo</i> .....	63
4. Risultati .....	65
4.1. Scelta della dimensione della mesh attraverso l'analisi di sensibilità.....	65
4.2. Scelta dei parametri con cui eseguire le simulazioni non stazionarie .....	69
4.2.1. <i>Configurazione con tubo ausiliario e condizione di ricircolo</i> .....	69
4.2.2. <i>Configurazione senza tubo ausiliario e senza ricircolo</i> .....	70
4.2.3. <i>Configurazione con tubo ausiliario ma senza ricircolo</i> .....	74
5. Conclusioni.....	77
Bibliografia e sitografia .....	79

# Elenco delle figure

Figura 1. Anatomia del sistema respiratorio .....	13
Figura 2. Pressioni polmonari.....	14
Figura 3. Diagramma flusso-volume.....	15
Figura 4. Diagramma malattie respiratorie .....	16
Figura 5. Circuito NIV-CPAP .....	18
Figura 6. Modello senza tubo ausiliario .....	25
Figura 7. Modello con tubo ausiliario .....	25
Figura 8. Maschera usata come modello .....	26
Figura 9. Einscan pro .....	27
Figura 10. Modello della maschera ottenuto dalla scansione .....	28
Figura 11. Modello della maschera dopo aver creato le superfici .....	29
Figura 12. Modello del volto e della trachea .....	29
Figura 13. Posizionamento della maschera sul volto .....	30
Figura 14. Modello costituito dalla maschera e dalla porzione di volto.....	30
Figura 15. Superficie del tubo che collega la maschera al ventilatore.....	31
Figura 16. Solidi dei componenti nel modello con tubo ausiliario .....	32
Figura 17. Solidi dei componenti del modello senza tubo ausiliario.....	32
Figura 18. Mesh delle componenti per superfici.....	33
Figura 19. Mesh della maschera per elementi.....	34
Figura 20. Analisi della qualità degli elementi dei componenti del modello .....	34
Figura 21. Mesh 3D del modello con tubo ausiliario .....	35
Figura 22. Mesh 3D del modello senza tubo ausiliario.....	36
Figura 23. Elenco delle "components" per il modello con tubo ausiliario.....	39
Figura 24. Definizione delle "components" nel modello con tubo ausiliario .....	40
Figura 25. Elenco delle "components" per il modello senza tubo ausiliario.....	40
Figura 26. Definizione delle "components" nel modello senza tubo ausiliario .....	41
Figura 27. Piano XY.....	46
Figura 28. Piano XZ .....	47
Figura 29. Immagine che mostra un frame dell'evoluzione della CO2 nel modello dopo aver inizializzato.....	47
Figura 30. Piano YZ.....	48

Figura 31. Scheda di calibrazione.....	50
Figura 32. Step 1 della calibrazione.....	51
Figura 33. Step 2 della calibrazione .....	51
Figura 34. Step 3 della calibrazione .....	51
Figura 35. Step 4 della calibrazione .....	52
Figura 36. Step 5 della calibrazione .....	52
Figura 37. Calibrazione del bilanciamento del bianco .....	52
Figura 38. Piattaforma girevole dotata di marker .....	53
Figura 39. Configurazione per la scansione automatica .....	54
Figura 40. Spray opacizzante .....	55
Figura 41. Sezione della mesh con growth rate pari a 1 .....	59
Figura 42. Nuovi valori dei residui.....	66
Figura 43. Grafico a dispersione relativo al set di mesh con growth rate pari a 1 .....	67
Figura 44. Tempi di simulazione in relazione al numero di elementi .....	68

# Elenco delle tabelle

Tabella 1. Dimensione e numero degli elementi della mesh.....	58
Tabella 2. Parametri prove prima configurazione .....	62
Tabella 3. Parametri prove seconda configurazione .....	63
Tabella 4. Parametri prove terza configurazione .....	64
Tabella 5. Valori ottenuti mediante la sensitivity analysis.....	65
Tabella 6. Tempi di simulazione per le mesh in esame .....	67
Tabella 7. Numero di iterazione per la convergenza in ogni time step .....	69
Tabella 8. Numero di iterazione per la convergenza in ogni time step.....	70
Tabella 9. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step .....	71
Tabella 10. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step.....	72
Tabella 11. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step .....	72
Tabella 12. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step.....	73
Tabella 13. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step.....	73
Tabella 14. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step.....	74
Tabella 15. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step.....	75
Tabella 16. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step.....	75
Tabella 17. Parametri scelti per ogni configurazione .....	77

# Abstract

La pandemia di COVID-19 ha incentivato la ricerca e lo sviluppo scientifico in determinati settori, tra cui quello biomedico, in cui, la sempre più crescente richiesta di dispositivi che assistessero i pazienti colpiti dal virus nella loro ridotta capacità respiratoria, ha contribuito a focalizzare l'attenzione sul tema della ventilazione meccanica. In particolare, in questo lavoro di tesi ci si concentra sulla ventilazione meccanica non invasiva a pressione positiva, andando a valutare il *rebreathing* di CO<sub>2</sub> all'interno di maschere *total-face*. Si tratta di una delle possibili interfacce dispositivo-paziente tramite cui viene erogata la terapia e che, in questo lavoro di tesi è stata modellizzata e simulata in due diverse varianti: una costituita da una maschera e da due tubi di cui uno collegato al ventilatore per permettere l'immissione della miscela di gas fresco nella maschera ed un altro che modellizza, per quanto riguarda il volume, la trachea del soggetto. Il secondo design, invece, più innovativo e di cui si vuole valutare l'efficacia, si differenzia dal primo per la presenza di un terzo tubo, definito ausiliario, necessario per favorire il ricircolo dell'anidride carbonica e ridurre, così, l'entità del *rebreathing*. L'obiettivo è stato andare a proporre dei metodi ingegneristici che ottimizzassero il processo di progettazione, realizzazione e simulazione a livello computazionale delle due interfacce. In particolare, ci si è concentrati sulle diverse prove effettuate per acquisire la scansione della maschera a partire da un modello reale al quale è stato necessario apportare delle modifiche strutturali per ottenere una scansione 3D pulita e adatta ad essere manipolata negli step successivi.

Un altro punto che è stato approfondito riguarda la *sensitivity analysis* tramite cui si è giunti alla scelta della mesh, sia bidimensionale che tridimensionale, da utilizzare nei modelli. Si è trattato di un processo volto a capire quale fosse la dimensione adatta per gli elementi con cui discretizzare le componenti del modello. A tal proposito sono state realizzate mesh di dimensioni diverse per ognuna delle quali è stata calcolata la velocità media del flusso all'interno della maschera mediante una simulazione stazionaria. Si tratta di un parametro necessario per andare a valutare la dimensione con cui realizzare gli elementi della mesh: nel momento in cui l'errore tra le velocità relative a mesh differenti scende al di sotto di una certa soglia prestabilita (2-5%) non ha più senso continuare a infittirla in quanto le grandezze che vengono calcolate risultano indipendenti dalla dimensione degli elementi. Per quanto riguarda le caratteristiche della mesh, oltre ad ottimizzare il processo per la scelta della dimensione degli elementi, è stata valutata anche la loro omogeneità ed uniformità nel bulk andando a esaminare il loro gradiente di crescita.

Un altro aspetto trattato riguarda i parametri che sono stati settati per le varie simulazioni svolte, con lo scopo di ottimizzare il tempo a disposizione e le risorse computazionali in uso. A tal proposito, sono state condotte varie prove per capire quale fosse il time step più adatto con cui svolgere le simulazioni non stazionarie e per valutare quale livello di precisione fosse più adatto assegnare ai residui della soluzione, soprattutto quelli relativi alla continuità. Tutto questo svolgendo parallelamente un'analisi sull'errore volta a giustificare le decisioni prese.

# Abstract

The COVID-19 pandemic has stimulated scientific research and development in certain sectors, including the biomedical one, in which, the ever-increasing demand for devices that assist patients affected by the virus with their reduced respiratory capacity, has contributed to focusing attention to the topic of mechanical ventilation.

In this thesis we focus on non-invasive positive pressure mechanical ventilation, evaluating CO<sub>2</sub> rebreathing inside total face masks.

This is one of the possible device-patient interfaces through which the therapy is delivered and which, in this thesis has been modeled and simulated in two different variants: one consisting of a mask and two tubes, one of which is connected to the ventilator for allows the introduction of the fresh gas mixture into the mask and another which models, in terms of volume, the subject's trachea.

The second design, however, more innovative and whose effectiveness we want to evaluate, differs from the first due to the presence of a third tube, defined as auxiliary, necessary to facilitate the recirculation of carbon dioxide and thus reduce the amount of rebreathing.

The objective was to propose engineering methods that would optimize the design, implementation and simulation process at the computational level of the two interfaces. In particular, we focused on the various tests carried out to acquire the scan of the mask starting from a real model to which it was necessary to make structural modifications to obtain a clean 3D scan suitable for manipulation in the subsequent steps.

Another point that was explored in depth concerns the sensitivity analysis through which the choice of mesh, both two-dimensional and three-dimensional, to be used in the models was reached. It was a process aimed at understanding what size was suitable for the elements with which to discretize the components of the model. In this regard, meshes of different sizes were created, for each of which the average flow speed inside the mask was calculated using a stationary simulation. This is a parameter necessary to evaluate the size with which to create the elements of the mesh: when the error between the speeds relating to different meshes falls below a certain pre-established threshold (2-5%) it does not it makes more sense to continue to thicken it since the quantities that are calculated are independent of the size of the elements. As regards the characteristics of the mesh, in addition to optimizing the process for choosing the size of the elements, their homogeneity and uniformity in the bulk was also evaluated by examining their growth gradient.

Another aspect covered concerns the parameters that were set for the various simulations carried out, with the aim of optimizing the time available and the computational resources in use. In this regard, various tests were conducted to understand which was the most suitable time step with which to carry out the non-stationary simulations and to evaluate which level of precision was most suitable to assign to the residuals of the solution, especially those relating to continuity. All this while simultaneously carrying out an analysis of the error aimed at justifying the decisions made.



# Capitolo 1

## 1. Introduzione

### 1.1. Anatomia e fisiologia del sistema respiratorio

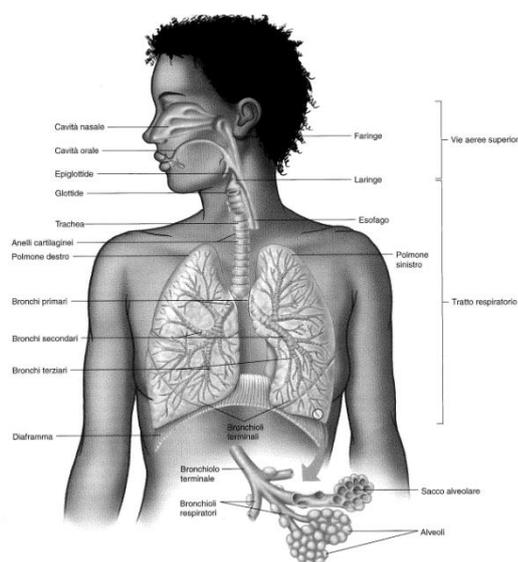


Figura 1. Anatomia del sistema respiratorio

La funzione principale della respirazione è ossigenare i tessuti e le cellule dell'organismo in modo da permettere lo svolgimento delle loro funzioni metaboliche e vitali. Questo avviene attraverso la circolazione polmonare mediante cui il sangue carico di anidride carbonica giunge ai polmoni, in corrispondenza dei quali si ha un fenomeno di scambio, per cui il sangue ricco di  $\text{CO}_2$  riceve l'ossigeno in modo da ripulirsi e ritornare al cuore. Lo scambio tra i due gas avviene a livello degli alveoli, strutture paragonabili a dei sacchetti, caratterizzati da una sottilissima parete costituita da fibre muscolari e

circondati da un elevato numero di capillari che trasportano il sangue. Se si considera la superficie che contorna gli alveoli, che è di fatto la superficie di scambio, si arriva a centinaia di metri quadrati. Gli alveoli si organizzano in delle strutture a grappolo che costituiscono la parte terminale dei bronchioli, sottilissimi rami con calibro inferiore ad 1 millimetro.

Dal punto di vista anatomico l'albero respiratorio (Figura 1) può essere suddiviso in 3 zone differenti: la prima è quella di conduzione, costituita da laringe e trachea (quest'ultima si suddivide in 2 rami in modo da portare l'aria in entrambi i polmoni), la cui funzione è quella di far fluire l'aria verso la zona di scambio; poi si ha una zona di transizione, costituita dai bronchi e da diramazioni sempre più piccole e ramificate, i bronchioli; infine c'è la zona respiratoria o di scambio costituita dai bronchioli respiratori, i dotti alveolari e i sacchi alveolari, in corrispondenza della quale si ha lo scambio tra l'aria presente negli alveoli ed il sangue contenuto nei capillari che li avvolgono.

Se si fa riferimento alla struttura delle varie componenti dell'albero respiratorio si osserva che i primi tratti sono piuttosto rigidi perché devono garantire una sezione di passaggio più o meno

costante e pertanto possiedono degli anelli cartilaginei a forma di U che rinforzano le loro pareti. Questo tessuto cartilagineo man mano si indebolisce, fino a non essere più presente nelle ultime parti della zona di

conduzione che, però, sono adese alle pareti dei polmoni, ossia il parenchima polmonare.

Quindi, è il tessuto stesso dei polmoni che, dilatandosi, garantisce la sezione di passaggio per l'aria in queste strutture terminali. Inoltre, un'altra differenza riguarda lo spessore delle pareti che costituiscono i vari tratti: solo gli spazi aerei delimitati da pareti sufficientemente sottili possono partecipare agli scambi gassosi.

Immaginando di sezionare il torace un po' al di sopra del cuore si possono individuare i principali elementi che vengono coinvolti durante la respirazione: il mediastino, ossia la zona centrale tra i 2 polmoni, l'esofago, i polmoni, la cassa toracica e la cavità pleurica. Quest'ultima è costituita da 2 membrane molto sottili (pleure) che aderiscono da una parte alla gabbia toracica e dall'altra ai polmoni, costituendo, quindi, un volume chiuso molto sottile. All'interno di questa cavità c'è del liquido (pleurico) che permette lo scivolamento relativo tra i polmoni e le costole evitando fenomeni di attrito.

Da un punto di vista meccanico e fisiologico l'atto respiratorio è costituito da due fasi distinte: una prima fase di inspirazione e una seconda fase di espirazione a cui si può aggiungere, durante una respirazione in condizioni di riposo, un'eventuale pausa. In particolare, durante l'inspirazione l'aria viene condotta all'interno dei polmoni, mentre durante l'espirazione si ha l'effetto opposto. Questo flusso di aria in ingresso e in uscita dai polmoni è dovuto alla presenza di gradienti di pressione che

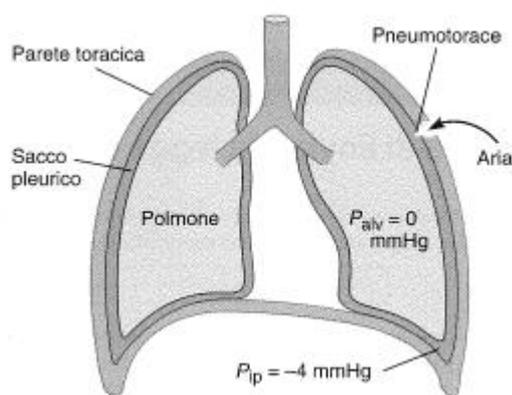


Figura 2. Pressioni polmonari

si sviluppano tra i vari distretti dell'apparato respiratorio.

A tal proposito si possono distinguere 4 differenti pressioni associate alla ventilazione (Figura 2): la pressione atmosferica, intra-alveolare, intrapleurica e transpolmonare. La pressione atmosferica ( $P_{atm}$ ) è quella a cui si trova l'aria dell'ambiente esterno, a livello del mare vale 760 mmHg e subisce delle piccole variazioni in base

alle condizioni atmosferiche ma può essere considerata pressoché costante. La pressione intra-alveolare ( $P_{alv}$ ) è la pressione dell'aria all'interno degli alveoli. In condizioni di riposo è pari alla pressione atmosferica e quindi la loro differenza è 0 mmHg. Varia, però, in base alla fase della ventilazione, infatti, questo genera un gradiente con la pressione atmosferica che determina le due fasi dell'atto respiratorio: si ha l'inspirazione nel momento in cui la pressione intra-alveolare è

inferiore rispetto a quella atmosferica e quindi l'aria transita nelle vie aeree secondo gradiente. Per fare questo si va ad aumentare il volume dei polmoni mediante la dilatazione della gabbia toracica, resa possibile dall'intervento dei muscoli inspiratori che esercitano delle forze sulle costole per dilatarle. Proprio per questo motivo l'inspirazione è un processo attivo. Al contrario, quando la pressione atmosferica è inferiore rispetto a quella all'interno degli alveoli, si ha l'espirazione. Per evocarla è sufficiente rilasciare i muscoli espiratori: in questo modo si riduce il volume della gabbia toracica e quindi dei polmoni. Dal momento che l'espirazione avviene mediante il rilascio dei muscoli viene considerata un fenomeno passivo, ma, in determinati casi può diventare attiva quando richiede l'intervento di ulteriori muscoli, definiti espiratori, che vadano ad accentuare il fenomeno di compressione della gabbia toracica.

La terza pressione in gioco è quella intrapleurica ( $P_{ip}$ ), ossia la pressione all'interno del sacco pleurico. In una condizione di riposo è pari a -4 mmHg e varia a seconda delle varie fasi di ventilazione. Durante la respirazione normale è sempre inferiore alla pressione intra-alveolare ed è sempre negativa a causa delle forze opposte che vengono esercitate dalla parete toracica e dai polmoni. Infine, si ha la pressione transpolmonare data dalla differenza tra la pressione intra-alveolare e quella intrapleurica ( $P_{alv}-P_{ip}$ ). È una misura della forza di dilatazione attraverso il polmone: una maggiore pressione trans-polmonare genera una maggiore distensione e di conseguenza un'espansione degli alveoli polmonari. Questo è possibile grazie alle caratteristiche elastiche dei polmoni e della parete toracica [1].

## 1.2. Misure spirometriche e patologie respiratorie

Durante le fasi di inspirazione ed espirazione possono essere effettuate delle misure spirometriche che consentono di valutare la funzionalità polmonare. In particolare, si ottengono delle curve caratteristiche che mostrano l'andamento, rispetto al tempo, del volume o del flusso di aria che

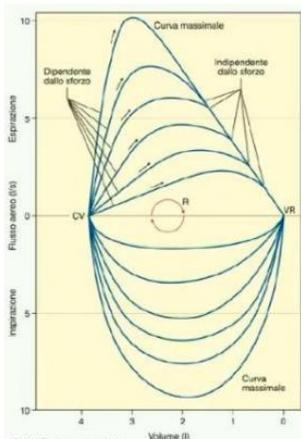


Figura 3. Diagramma flusso-volume

transita attraverso l'albero respiratorio.

Un'alternativa è costituita dai diagrammi flusso-volume (Figura 3) che, anziché, delineare l'andamento temporale di queste due grandezze, le vanno a rappresentare una in funzione dell'altra. Questi diagrammi hanno sull'asse delle ascisse il volume mentre su quello delle ordinate il flusso e sono caratterizzati da curve di inspirazione ed espirazione ottenute con diversi livelli di sforzo del paziente. In particolare, questi andamenti mostrano che durante l'atto respiratorio oltre ad una variazione di volume, istante per istante, si ha anche una variazione di flusso che può essere entrante

nei polmoni o uscente. Per convenzione si assume che un flusso negativo sia un flusso entrante, ossia quello che si manifesta durante l'inspirazione, mentre un flusso positivo si considera uscente, ovvero quello che si ha durante la fase di espirazione.

Sulla base dell'analisi di queste curve (Figura 4) è possibile individuare eventuali patologie a livello polmonare, distinguibili in ostruttive e restrittive a seconda della loro caratteristiche e

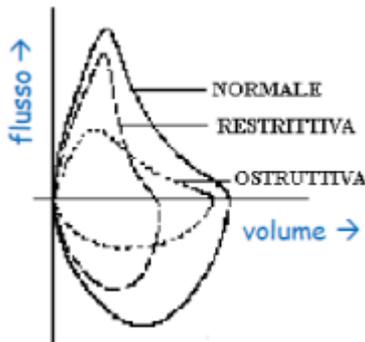


Figura 4. Diagramma malattie respiratorie

sintomatologia. Quelle ostruttive identificano la presenza di un'ostruzione e si riferiscono alla difficoltà dell'aria di percorrere le vie respiratorie a causa di un aumento della resistenza al flusso. Quindi, il flusso massimo diminuisce e si ha un aumento del volume polmonare che determina una progressiva dilatazione dei polmoni. Al contrario quelle restrittive manifestano la difficoltà dei tessuti elastici (ossa delle coste e parenchima polmonare) nel deformarsi a causa di un aumento della loro rigidità. Tra le patologie principali e più diffuse si trovano: l'asma, l'enfisema, la fibrosi polmonare, la

bronchite, la pleurite, la malattia polmonare cronica ostruttiva (COPD), la sindrome da distress respiratorio acuto (ARDS) [1].

### 1.3. COPD e ARSD

La COPD e l'ARSD possono essere trattate mediante sistemi NIV-CPAP, ossia sistemi a pressione positiva continua non invasiva delle vie aeree, efficaci soprattutto nei pazienti con insufficienza respiratoria acuta ipossiémica (il sangue arterioso contiene una minore quantità di ossigeno).

Per quanto riguarda la malattia polmonare cronica ostruttiva (COPD), si tratta di una patologia progressiva che colpisce bronchi e polmoni ed è causa comune di morte in tutto il mondo.

È caratterizzata da una limitazione al flusso aereo, che tende a peggiorare nel tempo rendendo difficoltosa la respirazione. Alla base della COPD vi è un'elevata risposta infiammatoria delle vie aeree determinata da particelle nocive, vapori o gas che determina una produzione eccessiva di muco, un ispessimento delle pareti dei bronchi e la distruzione del parenchima polmonare. Si assiste, infatti, ad un rimodellamento della struttura dei bronchi e alla conseguente difficoltà dell'aria di entrare ed uscire dalle vie aeree che risultano rigonfie a causa dell'infiammazione e dell'accumulo di muco. Il fattore che maggiormente predispone a tale situazione è il fumo di sigaretta, ma anche un'esposizione prolungata all'inquinamento atmosferico e a sostanze irritanti che vengono inalate. Man mano che la malattia progredisce nel tempo si osserva una diminuzione degli scambi gassosi a livello alveolare e ad una riduzione della ventilazione che comporta una maggior ritenzione di CO<sub>2</sub> all'interno delle vie aeree e dei polmoni. Si presenta soprattutto in

inverno ed in età adulta e tra i vari sintomi più comuni vi sono dispnea (ossia una difficoltà respiratoria), tosse e produzione di catarro [2].

Per quanto riguarda la sindrome da distress respiratorio acuto (ARDS), si tratta, invece, di una patologia che determina nel paziente una scarsa ossigenazione e pertanto comporta ancora oggi un'elevata mortalità. È caratterizzata da un danno a livello dell'endotelio capillare e dell'epitelio alveolare che determina un accumulo di fluido ricco di proteine, neutrofilo e globuli rossi all'interno degli alveoli. Questo innesca un processo infiammatorio dovuto al rilascio di varie molecole e riguarda la sottile parete degli alveoli polmonari in prossimità dei quali avviene lo scambio gassoso tra ossigeno e anidride carbonica. Ciò compromette la funzionalità degli alveoli che non sono più in grado di assorbire l'ossigeno contenuto nell'aria inspirata durante gli scambi gassosi, in quanto una parte del loro volume è occupata dal fluido accumulato. Dal momento che il paziente non riceve una adeguata ossigenazione, tra i vari sintomi ricorrono dispnea, stanchezza, fiato corto, distress respiratorio moderato o grave, confusione, aumento del numero degli atti respiratori, tachicardia e ipossiemia. I più comuni fattori di rischio per l'ARDS sono: consumo di alcol, fumo di sigaretta, pancreatite, polmonite infettiva e sepsi [3].

#### **1.4. Ventilazione meccanica non invasiva a pressione continua (NIV-CPAP): circuito aperto e chiuso**

Sia la COPD che l'ARDS vengono trattate mediante delle terapie che permettono di innalzare il livello di ossigeno all'interno del sangue del paziente. Tra queste rientra l'utilizzo di un supporto respiratorio non invasivo (NRS) come i sistemi a pressione positiva continua delle vie aeree (CPAP) e/o ventilazione meccanica non invasiva (NIV).

Per quanto riguarda il sistema a pressione positiva continua delle vie aeree (CPAP) negli ultimi tempi è stato oggetto di numerosi studi e test dovuti al fatto che c'è stata sempre una maggiore richiesta nel mondo di ventilatori polmonari per trattare i pazienti colpiti dalle forme più gravi di COVID-19.

È bene, innanzitutto, distinguere tra i due tipi di sistemi a disposizione: a circuito aperto e circuito chiuso. Il primo è caratterizzato da una configurazione ad anello aperto tramite il quale si introduce una miscela costituita da aria e ossigeno nelle vie aeree del soggetto. Si genera, così, una pressione positiva che mantiene aperte le vie respiratorie durante il ciclo di respirazione spontanea, evitando così il loro collasso e rendendo disponibile per la ventilazione una maggiore superficie polmonare.

Questi sistemi sono utilizzati soprattutto per trattare le apnee notturne e generano delle pressioni

elevate che vanno da 5 a 20 cmH<sub>2</sub>O mediante una turbina interna che va a pressurizzare l'aria atmosferica nel circuito.

Presentano, però, numerosi svantaggi, in particolare: generano del rumore, possono determinare un'umidificazione inadeguata dell'aria che viene immessa, richiedono un'elevata concentrazione di ossigeno per fornire la FiO<sub>2</sub> desiderata (percentuale di O<sub>2</sub> inspirata da un paziente), si possono verificare delle cadute di pressione nei tubi di alimentazione ospedaliera, è possibile che si generino degli aerosol che veicolano agenti patogeni contaminando l'ambiente ospedaliero e rappresentando un rischio sia per lo staff medico sia per gli altri pazienti.

Per risolvere tutti questi problemi è stata studiata e progettata una configurazione alternativa al sistema CPAP ad anello aperto, ottenuta combinando una macchina per l'apnea notturna con componenti esistenti già disponibili in commercio. Anche in questo caso lo scopo è quello di supportare la respirazione polmonare del paziente che presenta patologie respiratorie acute mediante la produzione continua di portate elevate di gas pressurizzate in modo da rimuovere l'anidride carbonica espirata [4].

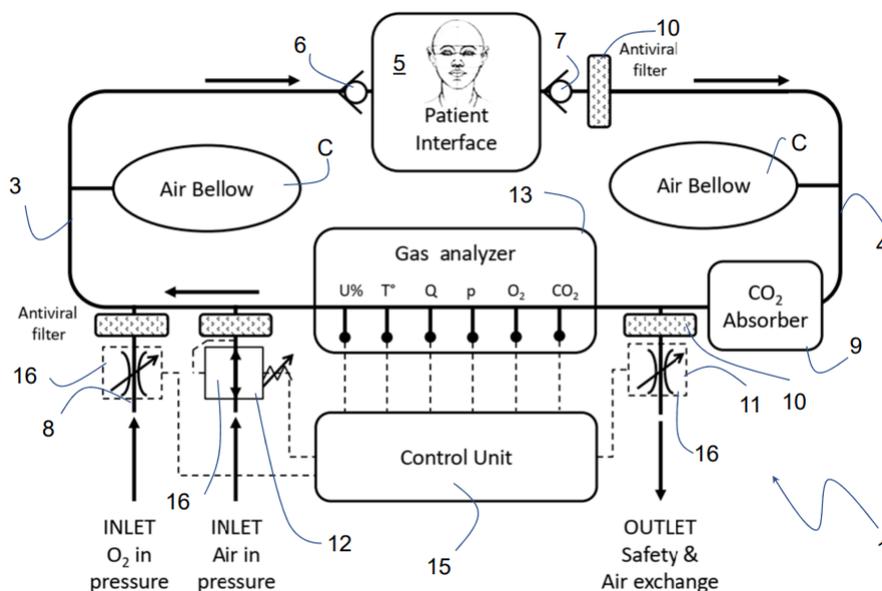


Figura 5. Circuito NIV-CPAP

Dal punto di vista strutturale il sistema CPAP-NIV *closed loop* (Figura 5) è costituito innanzitutto da un ramo di inspirazione (3), un ramo di espirazione (4) e un elemento indossabile per la respirazione (maschera o casco) da applicare sul naso e sulla bocca del paziente (5).

Tramite il ramo di inspirazione si invia al soggetto aria ricca di ossigeno, mentre tramite quello di espirazione si allontana dal dispositivo aria ricca di anidride carbonica. Per far sì che l'aria circoli in

una direzione ben precisa e non ci siano fenomeni di reflusso, sono presenti dei gruppi valvolari (6 e 7) di non ritorno su entrambi i rami sopraccitati.

Per garantire le migliori condizioni respiratorie al paziente, è possibile innestare sul ramo di inspirazione una sorgente di ossigeno (8) e su quello di espirazione un gruppo di trattamento dell'aria con una trappola per l'anidride carbonica (9) e un filtro antivirale (10). Quest'ultimo serve a limitare la diffusione nell'ambiente circostante di aerosol contenente una carica virale nociva per coloro che si trovano vicino al paziente. Per incrementare questo effetto è utile disporre degli ulteriori filtri antivirali in prossimità dell'uscita dell'elemento indossabile di respirazione e a valle della valvola di non ritorno presente sul ramo di espirazione. Le trappole per l'anidride carbonica, invece, sono dei contenitori riempiti con della calce sodata la cui funzione è assorbire la CO<sub>2</sub> espirata dal paziente.

Per regolarizzare la pressione nel circuito durante i vari cicli respiratori e massimizzare l'assorbimento dell'ossigeno da parte dei polmoni, è consigliabile rendere disponibili su entrambi i rami degli accumulatori di aria (*air bellow*).

All'interno del circuito chiuso è presente, inoltre, un dispositivo di analisi dei gas (13) che permette di monitorare le condizioni del paziente, soprattutto la pressione, e ulteriori parametri chimici o fisici come temperatura, umidità, quantità di anidride carbonica ed ossigeno. Tutti i valori rilevati vengono, poi, inviati ad una console di controllo che permette un monitoraggio continuo del paziente.

Il circuito è dotato, poi, di una centralina elettronica di controllo (15) che svolge diverse funzioni, tra le principali rientrano: monitoraggio di determinati parametri e avviso tramite un allarme nel momento in cui questi superano una determinata soglia preimpostata, controllo e modifica dinamica delle varie valvole e trappole presenti nel circuito in caso di valori di pressione, di ossigeno o di anidride carbonica diversi da quelli impostati. In questo modo tale ventilatore elettronico è in grado sia di generare il flusso d'aria da inviare al paziente sia di adattarlo compensando le fluttuazioni dovute alla respirazione dell'utente.

Durante il funzionamento il circuito è collegato a due diverse sorgenti, una di ossigeno e una di aria pressurizzata e sottoposta a laminazione la cui pressione non supera i 25 cmH<sub>2</sub>O: questo valore consente di aprire gli alveoli polmonari durante la fase inspiratoria. Lo stesso risultato si può ottenere ricorrendo anche ad un ventilatore a batteria.

Infine, come misura preventiva, è presente una valvola di sfiato e di sicurezza lungo il condotto che assicura uno sfiato continuo dell'aria espirata dal paziente se necessario, agendo sia come sistema di

protezione contro l'aumento di pressione nel circuito, sia come metodo rapido per ricambiare l'aria nel circuito nel momento in cui i livelli di CO<sub>2</sub> dovessero essere oltre soglia [5].

### **1.5. Vantaggi del sistema a circuito chiuso**

Il sistema a circuito chiuso sopra descritto permette di ottenere un elevato numero di prestazioni che con il circuito aperto non si era in grado di garantire:

- Possibilità di controllare la pressione all'interno del volume inspirato dal paziente
- Non necessità di fonti ospedaliere centralizzate a gas pressurizzato
- Riduzione del consumo di ossigeno
- Riduzione del rischio della contaminazione dell'ambiente circostante tramite i virus e patogeni presenti nell'aerosol espirato dal paziente.
- Riduzione del rumore e dei costi
- Facilità di implementazione
- Possibilità di ottenere un'efficace erogazione di aria trattata con ossigeno usando un apporto di O<sub>2</sub> minore rispetto a quanto richiesto nel circuito a sistema aperto. In questo modo si evita lo spreco della miscela di gas fresco e si garantisce una maggior efficienza, dal momento che si misurano valori di FiO<sub>2</sub> (frazione di O<sub>2</sub>) inspirato del 30-40% con 1 l/min di ossigeno [4] [5].

### **1.6. Svantaggi del sistema a circuito chiuso: *rebreathing* di CO<sub>2</sub>**

Nonostante i tanti aspetti positivi ci sono, però, anche quelli negativi. Di particolare rilevanza è quello relativo al *rebreathing* di CO<sub>2</sub>, ossia l'accumulo di anidride carbonica all'interno della maschera respiratoria o del casco durante la respirazione che viene nuovamente inspirata dal soggetto.

A tal proposito, uno degli obiettivi principali degli studi più recenti è quello di andare a ridurre questo effetto negativo che va a minare il comfort del paziente durante la respirazione assistita e la sua salute.

Il fenomeno del *rebreathing* è dovuto al fatto che, ad ogni atto respiratorio, l'anidride carbonica espirata dal paziente non esce completamente dal sistema di respirazione ma tende a diluirsi, in parte, nel volume interno della maschera o del casco. In questo modo la CO<sub>2</sub> rimasta all'interno viene inalata nuovamente dal paziente, in un circolo continuo che può essere pericoloso per il

paziente stesso dal momento che aumenta la quantità di anidride all'interno dei suoi polmoni. Attraverso degli studi recenti è stato dimostrato che, durante la CPAP erogata tramite casco, la concentrazione di CO<sub>2</sub> inspirata è inversamente proporzionale al flusso di gas fresco che viene fornito dall'esterno e che tende a "lavare" il volume interno del dispositivo di respirazione. Pertanto, è consigliato l'utilizzo di sistemi CPAP ad elevato flusso continuo e soprattutto è importante monitorare costantemente la concentrazione di anidride carbonica inspirata. Tutto questo facendo riferimento ai generici sistemi di ventilazione a pressione positiva continua (CPAP). Considerando, invece, nello specifico il sistema CPAP NIV, quest'ultimo è caratterizzato da un flusso di gas fresco applicato al casco non in modo continuo ma intermittente. Tale modalità permette una riduzione della quantità di CO<sub>2</sub> attorno alla testa del soggetto e una conseguente ridotta concentrazione di anidride nuovamente inspirata dal paziente. Questo perché il flusso intermittente fa sì che una parte del gas erogato dal ventilatore venga inspirato dal soggetto, mentre l'altra parte permette la distensione intermittente del casco, andando ad aumentarne il volume e quindi abbassando la concentrazione di anidride che rimane all'interno del dispositivo dopo l'atto espiratorio. È emerso, quindi, che la concentrazione di CO<sub>2</sub> presente nel casco dopo l'atto espiratorio (e che verrà poi inspirata nuovamente dal soggetto) dipende da due fattori: è inversamente proporzionale alla somma di tutti i flussi che transitano attraverso il casco e dalla concentrazione di anidride carbonica che è prodotta dal paziente e che viene rilasciata durante il processo espiratorio [6]. A tal proposito sono stati condotti degli studi volti a dimostrare come, all'aumentare del flusso con cui il gas viene erogato dall'esterno attraverso il ventilatore, la concentrazione di anidride carbonica "di ristagno" nel casco tenda notevolmente a diminuire. In particolare, si è visto che andando ad incrementare il flusso di aria erogato al casco usando un maggior numero di ventilatori a circuito singolo, si assiste ad una riduzione della concentrazione di anidride carbonica di *rebreathing* all'interno del dispositivo di respirazione. Pertanto, è necessario andare ad erogare flussi più elevati e monitorare in modo continuo la concentrazione di anidride nel casco [7]. Anche su questo è stato condotto uno studio che permettesse di andare a valutare quali fossero i punti da considerare in modo da ottenere dei feedback più precisi e informativi. È emerso, soprattutto, che la concentrazione di CO<sub>2</sub> non è omogenea all'interno del casco e inoltre che, se il campionamento viene effettuato in prossimità delle vie aeree o del raccordo a Y tra ventilatore e paziente, si ottengono valori di concentrazioni di anidride instabili, oscillanti tra bassi livelli inspiratori ed alti livelli espiratori a seconda dell'atto respiratorio che si considera. Al contrario, quando le misurazioni vengono effettuate in punti non influenzati dai flussi da e verso il paziente, allora si ottengono dei risultati attendibili e vicini a quelli reali [6].

## 1.7. Casco e maschera: vantaggi e svantaggi

Un ulteriore aspetto da considerare nel caso di ventilazione non invasiva a pressione costante riguarda la scelta del dispositivo di respirazione da collegare al ventilatore. Come visto nei vari modelli e studi sopra riportati, è possibile utilizzare sia un casco sia una maschera. Entrambi presentano vantaggi e svantaggi. In particolare, il casco causa un minor numero di complicanze durante le terapie a lungo termine come, ad esempio, le ulcere da decubito che risultano più frequenti con l'utilizzo di maschere facciali che aderiscono al volto. Inoltre, con l'uso del casco si ottiene un volume polmonare di fine espirazione maggiore in seguito ad una maggiore attivazione dei muscoli espiratori. È pur vero, però che l'utilizzo di una maschera facciale consente di erogare una ventilazione a pressione positiva più efficace relativamente al lavoro respiratorio compiuto, dal momento che si impiega meno tempo a raggiungere la pressione di riferimento visto che è caratterizzata da un volume interno più piccolo. Inoltre, si è osservato che l'utilizzo della maschera sia più efficace nella rimozione dell'anidride carbonica rispetto a quanto avviene con l'uso del casco [8].

## 1.8. Obiettivo del lavoro di tesi

L'obiettivo che si intende perseguire con questo lavoro di tesi è proporre dei metodi ingegneristici che ottimizzino il processo di progettazione, realizzazione e simulazione a livello computazionale di due diverse varianti, del tipo *total-face mask*, dell'interfaccia dispositivo-paziente usate nell'ambito della ventilazione meccanica non invasiva a pressione positiva. Si tratta di un argomento molto attuale e sensibile al giorno d'oggi, soprattutto a causa della pandemia di COVID-19, che ha interessato tutto il mondo e ha richiesto un notevole impegno dal punto di vista sanitario e scientifico. Dal momento che si tratta di un virus respiratorio che interessa soprattutto le vie aeree inferiori, è aumentata sempre più la richiesta di dispositivi che assistessero i soggetti positivi più gravi durante la respirazione, fornendo loro ossigeno. Pertanto, nell'ambito scientifico, sono stati condotti numerosi studi con lo scopo di andare a valutare le prestazioni di questi respiratori, cercando soprattutto di evidenziarne gli aspetti negativi.

In particolare, in questo lavoro di tesi ci si concentra sulla ventilazione meccanica non invasiva a pressione positiva, andando a valutare il *rebreathing* di CO<sub>2</sub> all'interno delle due varianti di maschere *total-face* proposte. Queste sono state progettate, realizzate e simulate con lo scopo di proporre dei metodi ingegneristici che permettessero di ottimizzare l'intero processo di simulazione CFD, concentrandosi sulle modalità di scansione della maschera, sulla scelta della dimensione degli elementi con cui discretizzare il modello mediante *sensitivity analysis* e sui parametri con i quali condurre le simulazioni stazionarie e non stazionarie, cercando di ottimizzare sempre il tempo e le

risorse computazionali a disposizione. Ci si è concentrati, in particolare, sul valore da attribuire al *time step* e sulla precisione dei residui della soluzione, soprattutto a quelli relativi alla continuità. Tutto questo svolgendo parallelamente un'analisi sull'errore volta a giustificare le decisioni prese.

# Capitolo 2

## 2. Metodi

Nella prima parte di questa trattazione verranno presentati i vari step che hanno portato alla simulazione del modello considerato, dalla scansione della maschera fisica alla simulazione non stazionaria dalla quale sono stati ottenuti i valori relativi alla concentrazione di anidride carbonica nei vari distretti del modello relativi alla fase di inspirazione ed espirazione. Tutto questo passando anche dalla discretizzazione bidimensionale e tridimensionale del modello, dalla definizione delle condizioni al contorno e dall'esecuzione delle simulazioni stazionarie tramite cui è stata condotta l'analisi di sensibilità.

### 2.1. Geometria e caratteristiche del modello

Il modello dell'interfaccia dispositivo-paziente considerato per raggiungere l'obiettivo di cui sopra, va a simulare la condizione in cui il soggetto è ventilato in modalità non invasiva, ossia, non mediante l'utilizzo di un tubo endotracheale che porta la miscela di gas direttamente nella trachea, ma tramite l'ausilio di una maschera o di un casco mediante cui si fornisce supporto ventilatorio al soggetto. Esistono diversi tipi di interfacce che si differenziano sia per forma sia per funzioni ma, in questo lavoro di tesi, è stata considerata una maschera *total-face* che va a coprire completamente il volto del soggetto, quindi bocca, naso e occhi.

In particolare, il modello di interfaccia dispositivo-paziente considerato è stato proposto in due diverse varianti, di cui la prima più standard e maggiormente utilizzata oggi per l'erogazione della terapia (Figura 6) ed una seconda più innovativa e caratterizzata da un design leggermente differente di cui si intende andare a valutarne l'efficacia (Figura 7). La prima è costituita dalla maschera *total-face* a cui si innestano due differenti tubi, di cui uno collegato al ventilatore per permette l'immissione della miscela di gas fresco nella maschera ed un altro che modella, per quanto riguarda il volume, la trachea del soggetto.



Figura 6. Modello senza tubo ausiliario

Il secondo design, invece, si differenzia dal primo per la presenza di un terzo tubo, definito ausiliario, necessario per favorire il ricircolo dell'anidride carbonica e ridurre, così, l'entità del *rebreathing* di CO<sub>2</sub>.



Figura 7. Modello con tubo ausiliario

Il modello reale della maschera *total-face* che è stato preso come riferimento per ottenere quello da simulare tramite la scansione è la maschera oro-nasale a copertura facciale totale per ventilazione non invasiva (NIV) come quella mostrata in Figura 8.



Figura 8. Maschera usata come modello

Come già detto, la maschera copre interamente il viso del paziente, quindi, non soltanto il naso e la bocca ma anche gli occhi. Per questo motivo è trasparente e, dal momento che deve essere indossata in modo continuativo per tempi lunghi, è dotata di un rivestimento in gomma siliconica lungo i bordi proprio per evitare la formazione di piaghe nelle zone di contatto con la pelle. Inoltre, sempre con materiale plastico morbido, sono realizzate anche le cinghie che vanno strette dietro la testa per fissare la maschera nella posizione desiderata e più confortevole per chi la indossa.

Passando, invece, a delle considerazioni prettamente geometriche è possibile osservare in Figura 8 che sulla parte anteriore della maschera, all'altezza della bocca del paziente, vi è un orifizio circolare a cui è possibile innestare il tubo a gomito tramite il quale, durante la terapia ospedaliera, viene immessa la miscela di gas fresco che arriva all'interno della maschera e viene inspirata dal paziente. Questo componente nel modello da simulare ha una forma cilindrica e un diametro di 0.022 m.

Il tubo ausiliario (in Figura 7) ha, invece, una lunghezza inferiore a quella del tubo cilindrico a gomito anteriore e un diametro di 0.015 m. Esso permette di andare a simulare una configurazione tramite cui, sempre in assenza di ricircolo, si possa studiare l'efficacia che deriva dall'aggiunta di un secondo tubo alla configurazione originale (Figura 6) per quanto riguarda la diminuzione del *rebreathing*. Inoltre, permette anche di simulare una configurazione in cui oltre all'aggiunta del tubo ausiliario è presente la condizione di ricircolo.

Infine, è stato modellizzato un ulteriore tubo che simula la trachea del paziente. Ha la stessa altezza del tubo anteriore alla maschera, per garantire un flusso completamente sviluppato, presenta una curvatura a gomito e dal punto di vista geometrico è costituito da due porzioni solide diverse: una prima porzione cilindrica in cui le due basi circolari hanno un diametro di 0.023 m (valore che

rientra nel range relativo al diametro della trachea umana [9]), a cui si innesta una porzione troncoconica, la cui base superiore è ellittica e coincide con la bocca presente nel modello del volto.

## 2.2. Scansione della maschera

Per ottenere il modello 3D da simulare della maschera è stata effettuata la scansione del componente reale di cui si è discusso precedentemente. Lo strumento usato per la scansione è *einscan pro* (Figura 9), uno scanner 3D di ultima generazione a luce strutturata che ha permesso di ottenere delle scansioni di qualità in breve tempo, nonostante la geometria complessa della maschera. Uno dei suoi vantaggi è rappresentato dal fatto che genera il file 3D in tempo reale durante l'acquisizione, in modo da poter verificare la qualità della scansione che si sta effettuando. Possiede 4 differenti modalità di utilizzo: *Handheld HD Scan*, *Handheld Rapid Scan*, *Automatic Scan* e *Fixed Scan*.

Per ottenere la scansione del modello della maschera si è fatto ricorso alla modalità *Automatic Scan* che prevede l'utilizzo di un treppiede e di tavola girevole completa di target. Sul treppiede viene posizionato lo scanner mentre gli oggetti si posizionano sulla tavola permettendo un'acquisizione facile e veloce che può essere anche a colori grazie al Color Pack.



Figura 9. Einscan pro

Prima di andare ad effettuare le scansioni, lo scanner è stato calibrato usando i target e i marker presenti sull'apposita tavoletta. Successivamente lo scanner portatile è stato fissato sul treppiede per garantire stabilità durante l'acquisizione. Dopo aver preparato il dispositivo di scansione si è passati alla maschera che è stata sottoposta ad un trattamento opacizzante mediante uno spray per evitare che i fasci luminosi emessi dallo scanner venissero assorbiti anziché riflessi. Dopo aver aspettato l'asciugatura del layer opacizzante, la maschera è stata fissata sulla piattaforma girevole, dotata di marker, e ha avuto inizio la scansione automatica: la piattaforma ruota e contemporaneamente il dispositivo acquisisce la scansione dei vari lati della maschera.

In uscita quello che si ottiene è il file contenente il modello 3D della maschera (Figura 10), pronto per

essere usato negli step successivi.

È importante sottolineare come questo modello di scanner consenta la creazione sia di geometrie solide che superficiali. In questo lavoro di tesi, però, è stata effettuata solo la scansione della superficie interna dell'interfaccia, in quanto interessati solo alla creazione e alla definizione del volume fluido.

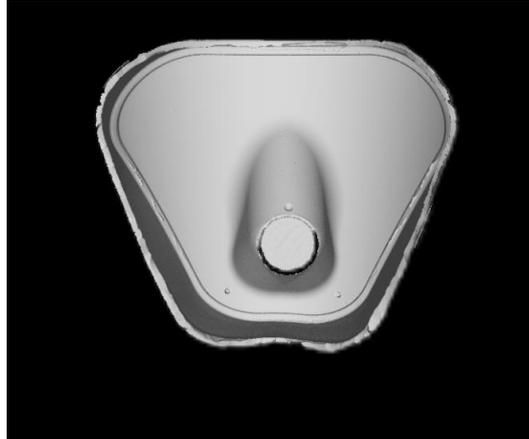


Figura 10. Modello della maschera ottenuto dalla scansione

### 2.3. Creazione dell'impronta della maschera

Il file ottenuto dalla scansione contenente il modello 3D della maschera viene poi visualizzato su *Ansys*, un software di simulazione ingegneristica utilizzato per andare a valutare e analizzare il comportamento dei sistemi e dei prodotti in diversi settori, tra cui l'aerospaziale, l'automobilistico, l'elettronica, la biomedicina e molti altri. Le sue funzioni principali includono la modellazione geometrica, la generazione di mesh, la definizione dei materiali, la definizione delle condizioni al contorno, la soluzione del problema di analisi numerica e la visualizzazione dei risultati. Per quanto riguarda il settore biomedico, ad esempio, è particolarmente utilizzato per simulare il comportamento di protesi, tessuti biologici, fluidi, dispositivi medici e altre applicazioni.

In questa prima parte del lavoro, però, è stato utilizzato in particolare *Spaceclaim*, un software per la modellazione 3D che fa parte sempre di *Ansys*. Esso permette soprattutto di andare a manipolare e modificare la geometria e proprio per questo risulta molto utile quando si ha a che fare con progetti nuovi in cui la geometria e la struttura possono cambiare pesantemente durante la progettazione. Tramite *SpaceClaim*, la geometria del modello è stata corretta eliminando le imperfezioni legate alla scansione e sono state create le superfici (Figura 11).

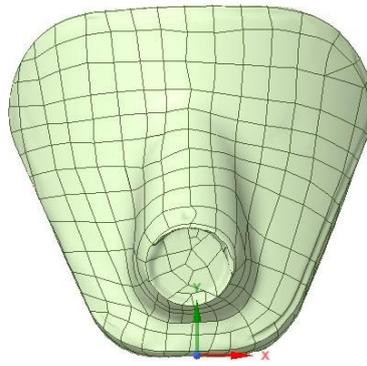


Figura 11. Modello della maschera dopo aver creato le superfici

Per andare a simulare una condizione realistica in cui la maschera viene indossata dal soggetto è stato fornito il file contenente il modello di un volto con la trachea. (Figura 12).

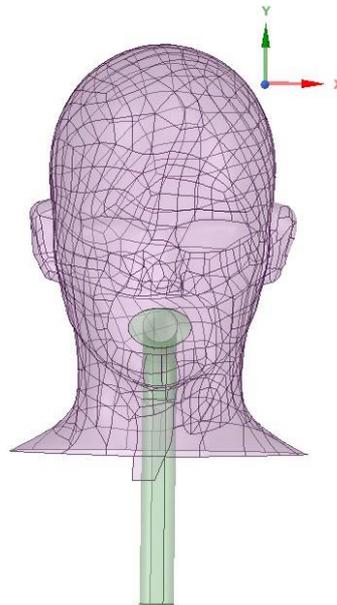
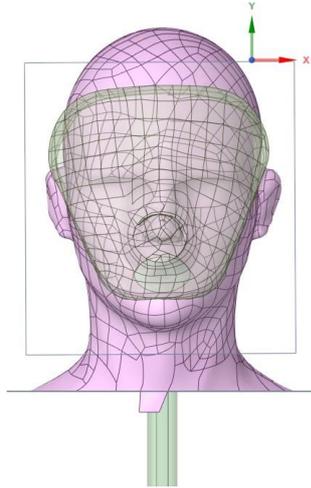


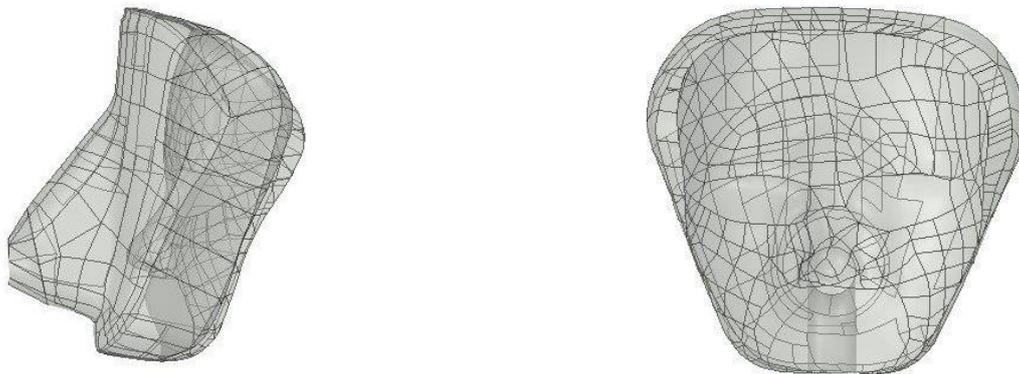
Figura 12. Modello del volto e della trachea

Su *Spaceclaim* i due diversi file sono stati uniti e la maschera è stata appoggiata sul modello del volto cercando di trovare la posizione più adatta e realistica tenendo anche conto del prototipo fisico che si aveva a disposizione in laboratorio. Per la buona riuscita del lavoro e per un'efficace lettura dei risultati è necessario che la maschera sia simmetrica il più possibile nelle due metà del volto coprendo completamente bocca, naso e occhi (Figura 13).



*Figura 13. Posizionamento della maschera sul volto*

Avendo a che fare, però, con modelli reali ottenuti mediante scansione, i profili della maschera e del volto, dopo essere stati accoppiati, non combaciano perfettamente, lasciando delle porzioni in cui vi è dello spazio tra i due. È necessario, però, che il volume tra i due modelli sia chiuso, pertanto, si vanno a generare delle superfici che permettono la connessione dei profili lì dove vi è dello spazio. Successivamente si procede poi con la creazione dell'impronta della maschera sul volto in modo tale da mantenere solo la porzione di faccia che è all'interno della maschera eliminando tutto il resto. Quello che si ottiene è una superficie unica costituita dalla maschera e dalla porzione di volto che essa copre (Figura 14).



*Figura 14. Modello costituito dalla maschera e dalla porzione di volto*

## 2.4. Creazione dei solidi

Come già sottolineato in precedenza, si tratta di superfici e non di solidi, pertanto, lo step successivo è stato quello di andare a creare dei solidi, ossia dei volumi chiusi.

Prima di procedere, però, è necessario andare a creare, sempre su *Spaceclaim*, le superfici degli altri componenti che costituiscono il modello da simulare oltre alla superficie chiusa composta da maschera e porzione del volto: il tubo a gomito anteriore alla maschera che permette l'immissione del gas fresco (Figura 15), il tubo che rappresenta la trachea del soggetto e infine il tubo ausiliario, innestato nella parte sottostante di una delle versioni dell'interfaccia, necessario per simulare la condizione di ricircolo.

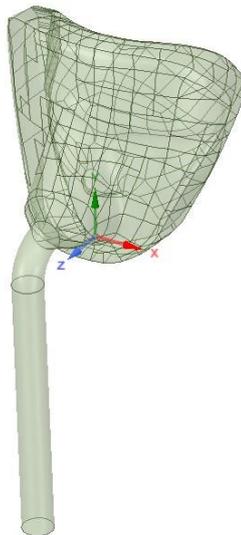


Figura 15. Superficie del tubo che collega la maschera al ventilatore

Realizzate le superfici di tutti i componenti del modello si passa alla creazione dei solidi, controllando che tutte le superfici create siano chiuse, ottenendo in questo modo dei volumi distinti. In particolare, la maschera, la porzione del volto e il tubo anteriore a gomito costituiscono un unico solido, pertanto, alla fine, considerando il tubo ausiliario e la trachea come distinti, si ottengono 3 differenti volumi nel modello con tubo ausiliario (Figura 16), mentre 2 volumi distinti in quello che non prevede la presenza del terzo tubo (Figura 17).

Con la creazione dei volumi termina la parte di progettazione e modellazione vera e propria del modello da simulare.

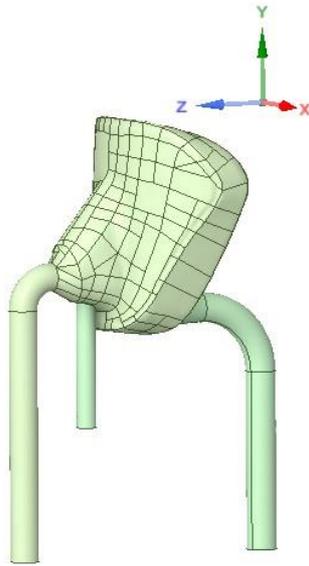


Figura 16. Solidi dei componenti nel modello con tubo ausiliario

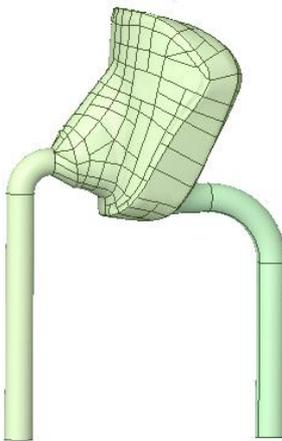


Figura 17. Solidi dei componenti del modello senza tubo ausiliario

## 2.5. Realizzazione della mesh 2D

Dopo aver ottenuto i solidi si è passati alla realizzazione della mesh dei vari componenti del modello utilizzando *Hypermesh*. Si tratta di un software dedicato alla modellazione a elementi finiti di geometrie 2D e 3D, riconosciuto in tutto il mondo come uno dei migliori programmi della sua categoria grazie alla possibilità di svolgere il pre-processing per diversi tipi di analisi, di esportare i file nel formato che più si desidera e di realizzare le mesh di modelli differenti.

Prima di tutto si procede con la realizzazione della mesh 2D, costituita da elementi in cui le due dimensioni principali (larghezza e altezza) sono preponderanti rispetto alla terza (spessore). Si ha la possibilità di scegliere tra elementi di tipo differente ma in questo caso si è deciso di realizzare la

mesh usando degli elementi triangolari.

Per quanto riguarda la dimensione degli elementi da considerare si fa riferimento al concetto di *sensitivity analysis* o di analisi della sensibilità: si realizzano mesh con elementi di dimensione differente via via sempre più piccoli e si svolgono per ognuna di esse delle semplici simulazioni nelle quali si calcola un determinato parametro a scelta (per esempio la velocità media del flusso) da usare come metro di giudizio. In particolare, quello che si fa è andare a valutare come questo parametro varia passando da una mesh meno fitta ad una più fitta finché questa variazione non è al di sotto di una certa soglia prefissata che normalmente è attorno al 2-5%. Questo perché non ha senso continuare ad infittire una mesh, realizzandola quindi con elementi sempre più piccoli, se la variazione del parametro di riferimento è trascurabile. In questo modo, si giunge facilmente a determinare la dimensione degli elementi con cui andare a meshare un determinato componente. Questo aspetto riveste una notevole importanza nell'ambito della modellazione ingegneristica in quanto, realizzare mesh con elementi troppo grandi potrebbe portare ad una perdita dell'informazione contenuta nella variazione delle grandezze che si osservano, dall'altra parte, invece, meshare con elementi troppo piccoli potrebbe essere dispendioso dal punto di vista computazionale.

Oltre alla dimensione è, però, opportuno che gli elementi con cui si realizza la mesh siano regolari ed omogenei nella forma.

Più nello specifico, per quanto riguarda il modello considerato in questo lavoro di tesi, è stata realizzata prima una mesh sulle superfici della geometria dei vari componenti (Figura 18).

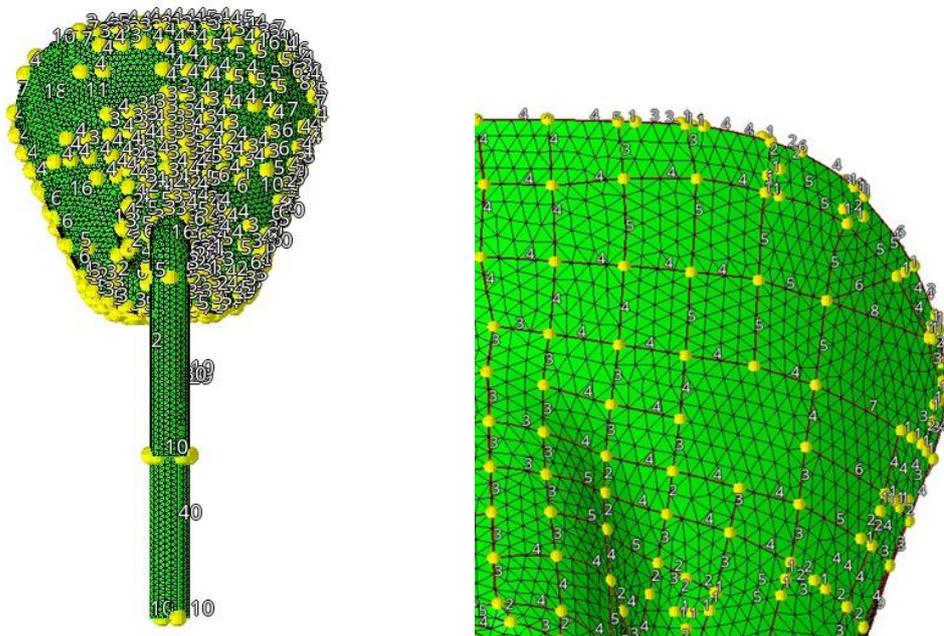


Figura 18. Mesh delle componenti per superfici

Ci si è resi conto, però, che le linee di collegamento tra le varie parti della geometria fungevano da punti fissi, costringendo gli elementi a disporsi seguendo queste linee. Per gestire ciò si è passati dal meshare superfici a meshare elementi, ottenendo una loro maggiore omogeneità ed indipendenza dalla geometria sottostante (Figura 19).

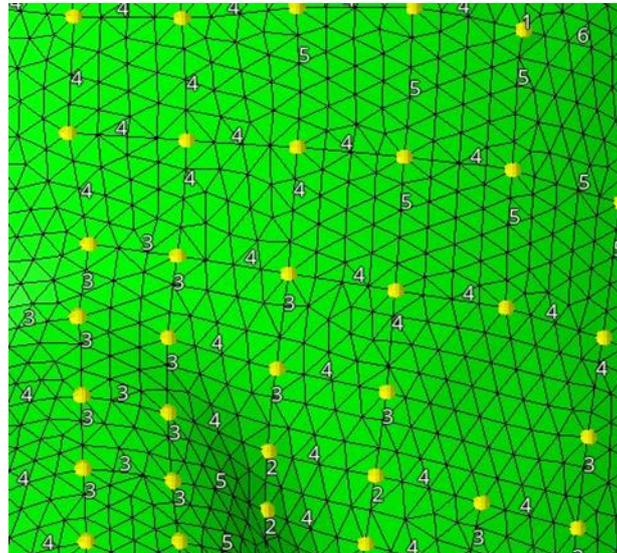


Figura 19. Mesh della maschera per elementi

Dopo aver realizzato la mesh si va a valutare la qualità dei singoli elementi (Figura 20) che la costituiscono, andando a correggere quelli che risultano deformati e non regolari per ottenere una mesh il più possibile omogenea e costituita da elementi simili tra di loro.

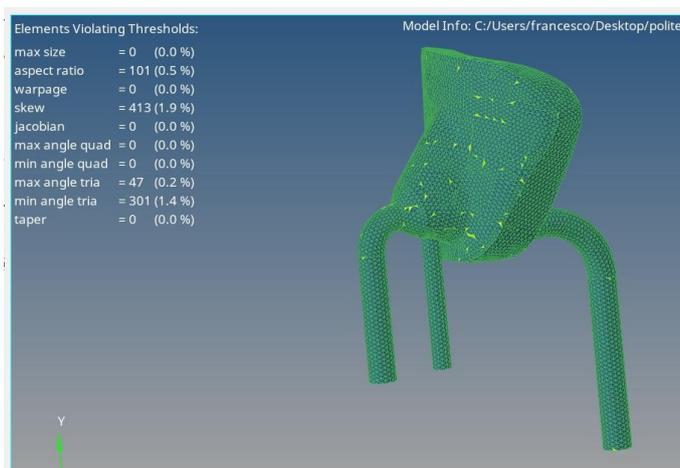


Figura 20. Analisi della qualità degli elementi dei componenti del modello

È importante anche andare a verificare che la mesh racchiuda un volume ben definito per poter poi generare gli elementi tridimensionali, prestando attenzione soprattutto alle connessioni tra elementi che appartengono a componenti diverse. I tubi per la loro simmetria geometrica e semplicità strutturale non hanno dato origine a difficoltà rilevanti, mentre, il componente costituito dalla

maschera, dal volto e dal tubo a gomito, ha presentato una maggiore irregolarità nella mesh, richiedendo un notevole intervento nella ridefinizione della qualità degli elementi. Questo è dovuto soprattutto al fatto che si tratta di modelli ottenuti dalla scansione di componenti reali e quindi più irregolari e complessi.

## 2.6. Creazione della mesh 3D

Una volta realizzata la mesh 2D si è passati a quella 3D che, a differenza della precedente, è costituita da elementi tridimensionali in cui le 3 dimensioni sono comparabili tra di loro. Il software utilizzato è sempre *Hypermesh*. Dal momento che per la mesh 2D sono stati usati degli elementi triangolari, nella 3D si usano degli elementi tetraedrici, di cui una faccia coincide con l'elemento triangolare della mesh in superficie, mentre le altre sono a contatto con gli elementi tetraedrici che costituiscono il bulk del modello.

In questo processo di creazione della mesh 3D si punta ad ottimizzare la qualità degli elementi tetraedrici, infatti, uno dei parametri da attenzionare è il tetra collapse, il cui valore è ottenuto dividendo la distanza tra ciascun nodo dell'elemento tetraedrico ed il lato opposto per la radice quadrata della superficie della faccia opposta. Si ottiene, così, un valore per ogni nodo ed il minimo calcolato viene normalizzato dividendolo per 1,24. Quando questo valore si avvicina a 0 il tetraedro tende a collassare, mentre per un tetraedro stabile questo valore è 1 [10]. Quindi, questo parametro permette di andare a valutare la qualità degli elementi tetraedrici. Di default su *Hypermesh* è impostato a 0.01, ma per essere sicuri che gli elementi che costituiscono la mesh siano poco distorti è stato aumentato a 0,3. Dopo averlo settato, per ogni componente è stato valutato il numero di elementi che non rispettavano tale valore, intervenendo per far sì che fosse prossimo allo zero in modo da non avere elementi collassati. In questo modo sono state create le mesh 3D delle varie componenti dei due modelli: con tubo ausiliario (Figura 21) e senza (Figura 22).

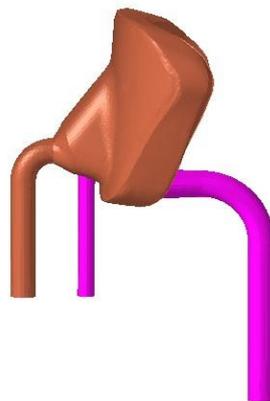


Figura 21. Mesh 3D del modello con tubo ausiliario

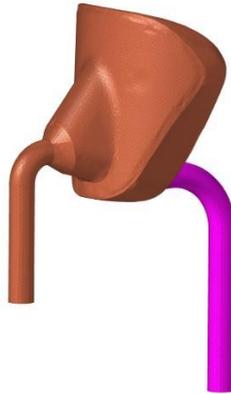


Figura 22. Mesh 3D del modello senza tubo ausiliario

È interessante andare a valutare il numero di elementi tetraedrici che le compongono, in quanto è uno tra i parametri (insieme alla dimensione degli elementi) che permette di andare a valutare la convergenza di una mesh. In particolare, come già detto, si calcola un determinato parametro per ogni mesh e lo si va a rappresentare su un piano cartesiano in funzione del numero di elementi della mesh 3D o in base alla dimensione degli elementi. La mesh raggiunge la convergenza quando si osserva un assestamento del parametro, in modo che, pur andando ad infittire la mesh il parametro non varia più o se si modifica lo fa non superando un errore percentuale compreso tra l'1% e il 5%.

## 2.7. Simulazioni CFD (*computational fluid dynamics*)

Con la realizzazione delle mesh tridimensionali delle varie componenti del modello termina la parte relativa alla sua progettazione e discretizzazione nello spazio: il modello ottenuto è pronto per essere simulato. Dal momento che si ha a che fare con dei gas che si muovono all'interno di un volume chiuso si tratta di simulazioni CFD, ossia di fluidodinamica computazionale che permette di andare a simulare il flusso dei fluidi, tenendo conto dei fenomeni fisici e chimici coinvolti (come la turbolenza, il trasferimento di calore o le reazioni chimiche).

Scendendo più nel dettaglio, si tratta di un metodo multifisico che ingloba al suo interno diverse branche e leggi della fisica, tra cui la fluidodinamica, la termodinamica e la conservazione della quantità di moto. Permette di calcolare il flusso di un liquido o di un gas che fluisce, quindi in movimento (da qui "*fluid dynamics*"), prestando attenzione anche al modo in cui tale flusso prende parte e influenza i processi che si verificano nel suo intorno, come, ad esempio, gli scambi di calore. Per fare ciò, le caratteristiche fisiche del moto del fluido in esame vengono descritte tramite delle equazioni matematiche, soprattutto di tipo differenziale, che vengono definite equazioni cardine della CFD. Il termine "*computational*", invece, fa riferimento al fatto che queste equazioni

matematiche vengono convertite in programmi per computer o pacchetti software, mediante linguaggi di programmazione informatica ad alto livello. In questo modo il moto del fluido viene studiato mediante delle simulazioni che permettono di ottenere delle soluzioni numeriche.

Al giorno d'oggi la CFD viene utilizzata in diversi campi dell'ingegneria e in particolare nell'ambito biomedico permette di andare a simulare il moto dei fluidi corporei in modo relativamente semplice, veloce e sostenibile dal punto di vista computazionale. In particolare, alcune delle applicazioni della CFD consistono nella valutazione del flusso sanguigno attraverso pompe artificiali e stent e nella meccanica della respirazione con lo scopo di valutare le portate e le concentrazioni dei gas in gioco [11].

In particolare, l'applicazione della CFD per valutare il comportamento dei fluidi in un'analisi dinamica consta di diversi passaggi: prima di tutto si definiscono le equazioni matematiche che descrivono il flusso del fluido e normalmente si tratta di un insieme di equazioni alle derivate parziali. Queste equazioni vengono poi discretizzate e il dominio in cui si muove il fluido viene suddiviso in piccole griglie o elementi. Infine, per risolvere queste equazioni vengono utilizzate le condizioni iniziali e le condizioni al contorno del problema specifico. Questo metodo di soluzione può essere diretto o iterativo e per la convergenza, la stabilità e l'accuratezza del metodo si calcolano parametri di controllo che danno consentono di ottenere queste informazioni specifiche. Dal punto di vista matematico le equazioni cardine della CFD sono tre e riguardano la conservazione della massa (detta anche equazione di continuità) (1), della quantità di moto (2) e dell'energia (3):

$$\text{Continuity} \quad \frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{V}) = 0 \quad (1)$$

$$\text{Momentum} \quad \rho \frac{D\mathbf{V}}{Dt} = \nabla \cdot \boldsymbol{\tau}_{ij} - \nabla p + \rho \mathbf{F} \quad (2)$$

$$\text{Energy} \quad \rho \frac{Dc}{Dt} + p(\nabla \cdot \mathbf{V}) = \frac{\partial Q}{\partial t} - \nabla \cdot \mathbf{q} + \Phi \quad (3)$$

In particolare,  $\rho$  è la densità del fluido,  $\mathbf{V}$  è il vettore velocità del fluido,  $\tau_{ij}$  è il tensore dello stress viscoso,  $p$  è la pressione,  $\mathbf{F}$  sono le forze del corpo,  $c$  è l'energia interna,  $Q$  è il termine della sorgente di calore,  $t$  è il tempo,  $\Phi$  è il termine di dissipazione e  $\nabla \cdot \mathbf{q}$  è la perdita di calore per conduzione. Mediante la legge di Fourier per il trasferimento del calore mediante conduzione, il calore  $\mathbf{q}$  può essere scritto come:

$$\mathbf{q} = -k \nabla T$$

dove  $k$  è il coefficiente di conduttività termica e  $T$  la temperatura.

In base alla natura del fluido che si considera, le tre equazioni cardine possono assumere delle forme differenti in quanto alcuni termini possono essere trascurati: in particolare, nel caso di fluidi

incomprimibili e considerando il coefficiente di viscosità e quello di dissipazione costanti le equazioni di massa, momento ed energia diventano:

$$\nabla \cdot \mathbf{V} = 0$$

$$\rho \frac{D\mathbf{V}}{Dt} = \mu \nabla^2 \mathbf{V} - \nabla p + \rho \mathbf{F}$$

$$\rho \frac{Dc}{Dt} = \frac{\partial Q}{\partial t} + k \nabla^2 T + \Phi$$

Per quanto riguarda la risoluzione delle equazioni che governano il moto del fluido esistono diversi metodi: metodo degli elementi finiti, metodo delle differenze finite, dei volumi finiti e metodo spettrale. In ognuno di questi metodi il comportamento del fluido viene valutato in base alle condizioni iniziali e al contorno, la cui definizione rappresenta un ulteriore punto cardine della fluidodinamica computazionale [12].

## 2.8. Definizione delle condizioni al contorno (BCs)

Dopo aver realizzato le mesh tridimensionali delle varie componenti si è passati alla definizione delle condizioni al contorno o boundary conditions (da cui BCs) per procedere con la simulazione del modello.

Per condizioni al contorno si intende l'insieme dei vincoli e dei carichi sulla geometria e sulla mesh a cui il modello in analisi è soggetto con lo scopo di andare a definire i limiti e le caratteristiche della soluzione che si intende calcolare per farla convergere verso risultati ragionevoli. Pertanto, la loro scelta e definizione, nell'ambito della risoluzione dei problemi di calcolo usando la modellazione agli elementi finiti, è molto importante: sbagliare le condizioni al contorno può portare alla divergenza della soluzione o a una sua convergenza verso un risultato sbagliato.

Le condizioni fisiche al contorno normalmente presenti nei problemi legati al moto dei fluidi sono:

- *Solid walls*: si tratta dei confini all'interno del dominio fluido e possono essere mobili o fisse. Se il flusso è laminare queste condizioni possono essere definite in modo tale che le componenti della velocità dei filetti fluidi a contatto con la parete corrispondono alla velocità della parete stessa. Nel caso, invece, di flusso turbolento la situazione è più complessa.
- *Inlet o inflow*: ossia l'ingresso tramite cui il fluido entra nel dominio e pertanto è possibile conoscerne la velocità, la pressione, la portata massica.
- *Outflow*: si tratta delle porzioni del dominio fluido da cui quest'ultimo defluisce.
- *Symmetry boundaries*: quando il flusso è simmetrico rispetto a un piano non c'è flusso attraverso il confine e le derivate delle variabili normali al confine sono zero.

•*Cyclic o periodic boundaries*: condizioni al contorno che vengono fornite in coppia e sono utilizzate per specificare che il flusso ha gli stessi valori in posizioni equivalenti su entrambi i confini del dominio fluido.

Per la definizione delle *boundary conditions* si è passati da *Hypermesh* ad un'interfaccia specifica per il calcolo della CFD (*computational fluid dynamics*).

Per quanto riguarda la definizione delle *boundary conditions*, il software che è stato utilizzato prevede la definizione di determinate “*components*” ad ognuna delle quali assegnare specifici elementi del modello a seconda delle condizioni al contorno. In particolare, sono state definite 5 diverse “*components*”: *fluid*, *wall*, *inflow 1*, *inflow 2* e *outflow*. È importante sottolineare che a tutti gli elementi facenti parte di una specifica componente vengono assegnate dal solutore le medesime caratteristiche che appartengono a quel “*components*”: per esempio tutti gli elementi che appartengono alla componente “*fluid*” sono stati trattati dal solutore come tali.

Dopo aver definito le 5 componenti si è passati all'assegnazione degli elementi a ciascuna di esse, ma queste differiscono in base al modello che si sta considerando. Infatti, nella variante dell'interfaccia con il tubo ausiliario (Figura 23) “*inflow 1*” rappresenta il primo ingresso tramite cui l'aria viene introdotta nella maschera dal dispositivo e in essa sono stati spostati gli elementi della mesh 2D relativi alla base del tubo anteriore alla maschera. “*Inflow 2*”, invece, rappresenta il secondo ingresso del modello tramite cui arriva l'aria prodotta dai polmoni del paziente e comprende gli elementi 2D che costituiscono la base della trachea del soggetto. La componente “*Outflow*” coincide con l'unica uscita del modello tramite cui la combinazione tra aria dei polmoni e gas fresco lascia la maschera ed è costituita dagli elementi 2D della base del tubo ausiliario (Figura 24).

Name	ID	Color	Include	Lock	No. Elements	Direct Property
Fluid	7	Blue	0	🔒	2585654	<input type="checkbox"/>
Inflow_1	8	Pink	0	🔒	104	<input type="checkbox"/>
Inflow_2	9	Red	0	🔒	168	<input type="checkbox"/>
Outflow	10	Green	0	🔒	64	<input type="checkbox"/>
Wall	11	Yellow	0	🔒	26364	<input type="checkbox"/>

Figura 23. Elenco delle “*components*” per il modello con tubo ausiliario

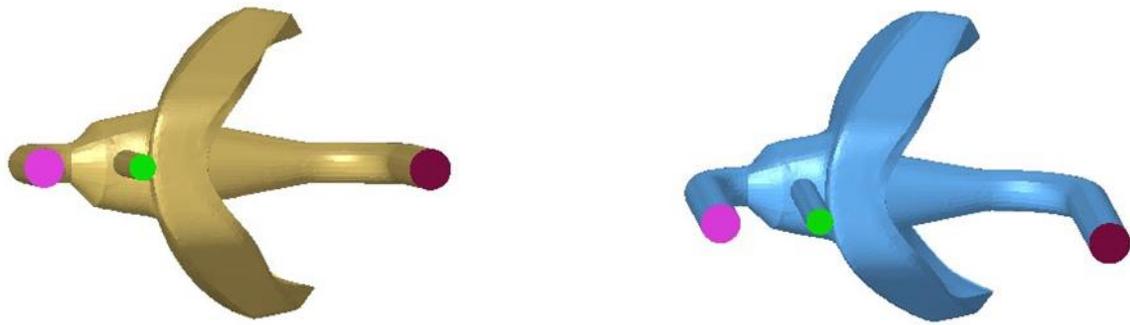


Figura 24. Definizione delle "components" nel modello con tubo ausiliario

Nel caso, invece, della maschera senza tubo ausiliario (Figura 25), è presente un unico ingresso e pertanto, l'*inflow* è costituito dagli elementi 2D della base del tubo tracheale. Allo stesso modo l'*outflow* comprende gli elementi bidimensionali del tubo anteriore alla maschera.

Per quanto riguarda, invece, le ultime due *components*, sono uguali in entrambi i modelli ed in particolare "*wall*" comprende tutti gli elementi della mesh 2D del modello non assegnati ai precedenti gruppi di ingresso e uscita, mentre "*fluid*" è costituita dagli elementi 2D della base superiore della trachea, ossia la bocca, e tutti gli elementi della mesh 3D del modello (Figura 26).

Name	ID	Include	No. Elements	Direct
<b>Fluid</b>	<b>6</b>	<b>0</b>	<b>2552687</b>	
Inflow	7	0	168	
Outflow	8	0	104	
Wall	9	0	25294	

Figura 25. Elenco delle "components" per il modello senza tubo ausiliario

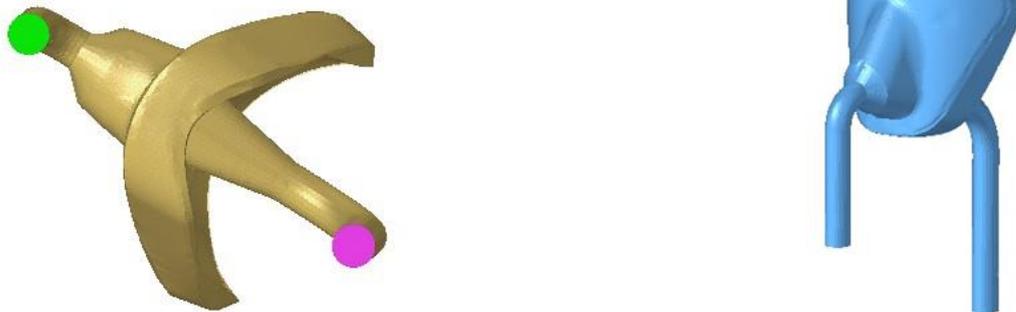


Figura 26. Definizione delle "components" nel modello senza tubo ausiliario

Una volta terminate le assegnazioni il file contenente gli elementi del modello suddivisi nelle cinque componenti viene esportato in formato cfd per poter essere usato su Fluent.

## 2.9. Simulazioni stazionarie

Dopo aver imposto le condizioni al contorno si è passati alla definizione dei parametri con cui eseguire le simulazioni stazionarie, necessarie per valutare la convergenza della mesh con cui il modello è stato discretizzato e condurre in questo modo l'analisi di sensibilità. Il software utilizzato è *Fluent*, un solutore CFD della famiglia *Ansys*, in grado di analizzare e predire in modo molto accurato il comportamento dei fluidi in vari contesti e applicazioni.

L'obiettivo di queste simulazioni stazionarie è stato quello di ottenere il valore, per ogni mesh simulata, della velocità media del flusso, un parametro necessario a determinare la dimensione degli elementi con cui discretizzare il modello. Le simulazioni stazionarie sono state condotte esclusivamente sul modello dell'interfaccia soggetto-paziente con il tubo ausiliario. Innanzitutto, si vanno a definire le condizioni in cui si va a simulare il modello, settando la forza di gravità lungo y e la pressione a cui ci si trova, pari a 10 cmH<sub>2</sub>O.

Il volume fluido da simulare è stato definito come una miscela multifase composta da tre differenti tipi di gas: azoto (N<sub>2</sub>) definito come fase primaria della miscela, ossigeno (O<sub>2</sub>) definito come fase secondaria e anidride carbonica (CO<sub>2</sub>) che costituisce la fase terziaria. Dal momento che si ha a che fare con più fasi diverse, è necessario tenere conto anche delle interazioni tra di esse, pertanto, si è andati a definire la presenza di fenomeni convettivi e diffusivi. Inoltre, per la fase secondaria e terziaria è necessario andare a definire la loro frazione in volume rispetto alla miscela: questo valore per l'ossigeno è 0.21 (cioè, nell'aria è contenuto il 21% di O<sub>2</sub>) e 0.0004 per l'anidride carbonica (cioè, lo 0,04% di CO<sub>2</sub>).

Dal momento che la simulazione stazionaria è stata eseguita esclusivamente sul modello con

ricircolo (in cui è presente il tubo ausiliario), sono presenti due ingressi (tubo anteriore alla maschera e trachea) e un'uscita (tubo ausiliario) a cui attribuire le condizioni al contorno. In particolare, per gli ingressi sono state definite delle condizioni in velocità, mentre per l'uscita in pressione. Trattandosi, però, di una simulazione stazionaria, non è presente il respiro del paziente e quindi la condizione in velocità è stata applicata solo all'ingresso del condotto che collega la maschera al ventilatore. Pertanto, definendo le condizioni all'ingresso, per ogni fase è stata calcolata la velocità come il rapporto tra il flusso aereo in ingresso e la sezione del tubo tramite cui la miscela di gas fresco entra nella maschera dal ventilatore. Il flusso di aria con cui il ventilatore eroga la miscela è di 60 L/min mentre la sezione del condotto è pari a 0.022 m: il valore di velocità che si ottiene è pari a 2,65 m/s. La formula che permette di ricavare la velocità è la seguente:

$$v = \frac{\Phi}{A}$$

dove,  $\Phi$  è il flusso di aria mentre  $A$  è la superficie di base del tubo anteriore alla maschera pari a 0,000378 m<sup>2</sup>.

Per quanto riguarda, invece, la condizione sull'*outflow*, si va a settare una pressione pari a quella a cui si trova il modello, e cioè 10 cmH<sub>2</sub>O. La temperatura a cui si trova il modello è pari, invece a 298 K, ossia 25 °C.

Dopo aver definito le condizioni su ingresso e uscita si va a caratterizzare la precisione dei residui della soluzione. Per residui si intendono quei parametri tramite cui valutare la precisione della soluzione di una simulazione numerica. Uno dei principali è quello relativo alla continuità, che fa riferimento alla legge di conservazione della massa secondo cui la quantità di fluido in ingresso al modello deve essere pari a quella in uscita.

Questo, però, solo dal punto di vista teorico, in quanto, ci sarà una differenza tra le due masse in *inlet* e *outlet*: il software smette di simulare quando questa differenza è al di sotto del valore che è stato assegnato al residuo della continuità. Lo stesso accade con tutti gli altri residui, tra cui, degni di nota sono quelli relativi al modello di turbolenza che viene considerato.

Successivamente si va ad inizializzare applicando a tutto il modello le condizioni relative a *inflow 1* e si va a definire il numero massimo di iterazioni per cui la simulazione termina pur non avendo raggiunto la convergenza. In ogni caso la soluzione converge ai valori che i residui hanno raggiunto all'*i*-esima iterazione a cui la simulazione termina. Alla fine, si va a valutare il valore della velocità media del volume fluido integrata sul volume

## 2.10. Modello di turbolenza

Nell'ambito delle simulazioni CFD fondamentale è definire il modello di turbolenza associato al fluido di cui si sta analizzando e predicendo il comportamento. Il parametro tramite cui si valuta la turbolenza è il Numero di Reynolds, una grandezza adimensionale che permette di capire sotto quali condizioni il flusso di scorrimento di un fluido passa da laminare a turbolento. Infatti, in base al valore che tale parametro assume è possibile definire diversi regimi di moto del fluido: quando il Numero di Reynolds, indicato con  $Re$ , è caratterizzato da valori inferiori a 2000 si è in una condizione di flusso laminare in cui il profilo è parabolico, quando è compreso tra 2000 e 4000 si è in un regime di transizione in cui il passaggio dal flusso laminare a quello turbolento avviene in maniera graduale, mentre quando assume valori superiori a 4000 si è in un regime di flusso turbolento e il profilo è abbastanza piatto. Dal punto di vista matematico il numero di Reynolds viene calcolato mediante la seguente formula:

$$Re = \frac{\rho D v}{\mu}$$

Dove  $\rho$  è la densità del fluido,  $D$  il diametro del condotto attraverso cui si muove il fluido,  $v$  è la sua velocità e  $\mu$  la sua viscosità [13].

Nel caso preso in esame in questo lavoro di tesi, il fluido è costituito dall'aria che ha:  $\rho=1,184 \frac{Kg}{m^3}$ ,  $\mu=1,71 \times 10^{-5}$ poise. Il diametro  $D$  del tubo attraverso cui l'aria entra nella maschera dal ventilatore è 0.022 m mentre  $v = 2,65 \frac{m}{s}$ .

Usando questi dati si ottiene un Numero di Reynolds  $Re$  pari a 4036, quindi si è in un regime di turbolenza ( $Re>4000$ ).

Esistono diversi modelli matematici per descrivere la turbolenza di un regime fluido. I più noti e usati sono i modelli a due equazioni (*two-equations models*) a cui appartengono il modello  $k-\varepsilon$  e  $k-\omega$ . Il primo è usato maggiormente per descrivere sistemi molto più sviluppati (come quelli aerodinamici e gasdinamici) rispetto a quello con cui si ha a che fare in questo lavoro di tesi. Pertanto, la scelta è ricaduta sul modello  $k-\omega$ , proposto da Wilcox come approssimazione delle equazioni RANS, ossia le equazioni di Navier-Stokes mediate. Questo modello permette di descrivere e prevedere il modello di turbolenza di un fluido mediante due equazioni alle derivate parziali formulate in funzione di due variabili,  $k$  e  $\omega$ . La prima corrisponde all'energia cinetica di turbolenza mentre la seconda è la frequenza di turbolenza data dal rapporto tra  $k$  e  $\varepsilon$ , ossia la velocità di dissipazione dell'energia cinetica turbolenta.

Dal momento che il Numero di Reynolds calcolato, rientra sì nel regime turbolento, ma supera di poco la soglia prefissata di 4000, si è introdotta una correzione per i bassi valori di  $Re$ . Questa

prende il nome di SST model  $k-\omega$ , è stata formulata da Menter nel 1992 e costituisce sempre un modello di turbolenza a due equazioni. Ma mentre il modello  $k-\varepsilon$  riesce a trattare meglio la turbolenza nel caso di flusso a taglio libero (ossia quei flussi non delimitati da alcuna parete) e quello  $k-\omega$  nella regione interna dello strato limite, il modello  $k-\omega$  SST riesce a descrivere in modo soddisfacente la turbolenza anche in prossimità della parete del condotto per bassi valori di Re. Da qui SST che sta per *Shear stress transport* [14].

## 2.11. Simulazioni transienti o non stazionarie

Dopo aver definito le condizioni al contorno, il modello di turbolenza per il regime fluido e condotto la simulazione stazionaria per determinare la convergenza della mesh con cui è stato discretizzato il modello si passa alla simulazione non stazionaria o transiente. Quest'ultima, come quella stazionaria, viene condotta in presenza della forza di gravità, ad una pressione di riferimento pari a 10 cmH<sub>2</sub>O e ad una temperatura di 298 K.

Una delle differenze principali riguarda, però, il fatto che è necessario impostare una condizione in velocità alla trachea in modo da simulare il respiro del paziente. Per fare ciò è stato fornito un file (BC.txt) contenente i dati relativi a tre cicli respiratori del soggetto in cui ad ogni istante temporale viene associata una determinata velocità dell'aria nella trachea. Tutto questo supponendo una frequenza respiratoria di 36 respiri/minuto.

La simulazione non stazionaria, per quanto riguarda le condizioni al contorno, il modello di turbolenza e l'inizializzazione cambia a seconda della variante dell'interfaccia dispositivo-paziente che si va a considerare. Nel caso del design della maschera total-face con tubo ausiliario, essendoci il ricircolo e quindi un regime di turbolenza, l'inizializzazione della simulazione viene fatta a partire dalla soluzione di quella stazionaria in quanto è necessario che il flusso prima si stabilizzi. Le condizioni al contorno sono le stesse definite nella simulazione stazionaria: la trachea e il tubo attraverso cui la miscela entra nella maschera sono entrambi inflow, mentre il tubo ausiliario è l'outflow. In questo caso, è necessario, però, definire la condizione in velocità alla trachea (velocity inlet) che nella stazionaria non era presente in quanto non veniva simulato il respiro del paziente. Per quanto riguarda, invece, il design della maschera senza tubo ausiliario, dal momento che non c'è la condizione di ricircolo non ci si trova in un regime turbolento ma laminare. Per questo non è necessario che il flusso si stabilizzi prima di lanciare la simulazione non stazionaria e quindi, l'inizializzazione prevede la ridefinizione delle condizioni al contorno: la trachea viene definita come outlet e si impone una condizione di velocità in ingresso (velocity inlet) mediante il respiro del paziente, mentre il condotto collegato al ventilatore diventa inlet e viene definita una condizione in pressione (pressure outlet).

In entrambi i casi, ossia con e senza tubo ausiliario, per imporre la condizione al contorno per la trachea (del tipo velocity inlet) vengono definite due diverse espressioni in funzione dei profili di velocità (Resp vel), uno per l'ossigeno e uno per l'anidride carbonica. La prima, var\_fraz\_O2, è settata in modo tale che, quando il profilo di velocità è negativo, ossia quando il soggetto sta inspirando, viene introdotta all'interno una frazione di ossigeno pari a 0,21, ossia quella di base. Quando, invece, è positiva e il soggetto sta espirando viene forzata una quantità pari a 0,16 in quanto il 5% dell'ossigeno viene consumato e diventa anidride carbonica. La seconda espressione, invece, var\_fraz\_CO2, viene definita in modo tale che, quando il soggetto inspira (velocità negativa) viene introdotta una quantità di anidride carbonica pari a 0.0004, mentre, quando espira viene forzata una quantità pari a 0,052. Questi valori sono presi dalle prove effettuate sperimentalmente.

Altre differenze con la simulazione stazionaria riguardano il fatto che, quando si definisce la condizione in velocità per la trachea, si imposta una temperatura di 310 K, ossia 37 °C, e come metodo di soluzione si sceglie uno schema Coupled anziché Simple che permette di risolvere contemporaneamente le equazioni di continuità basate sulla quantità di moto e sulla pressione [15]. Anche nel caso della simulazione non stazionaria si definiscono la precisione dei residui della soluzione, il time step ed il numero di iterazioni: in questo caso, a differenza della stazionaria, non si simula un solo time step ma 2500 ed è come se ogni singolo time step costituisse una simulazione stazionaria. Inoltre, per ogni time step vengono eseguite un certo numero di iterazioni finché la simulazione converge o si raggiunge il numero di iterazioni stabilito per ogni time step.

## **2.12. Risultati della simulazione non stazionaria e valutazione della sua convergenza**

Dalla simulazione non stazionaria, mediante la creazione dei report file, si ottiene un insieme di dati tramite cui è possibile valutare se la simulazione stessa ha raggiunto la convergenza e le concentrazioni dei gas in gioco nel modello. Dal momento che l'obiettivo principale è valutare il *rebreathing* di CO<sub>2</sub>, si analizzano i dati relativi alla concentrazione dell'anidride carbonica nei vari distretti del modello. Le informazioni che si ottengono sono:

- il volume tidale (VT), ossia la quantità di aria che entra ed esce dai polmoni ad ogni atto respiratorio. È ottenuto andando ad integrare separatamente i contributi positivi e negativi del flusso della miscela ( $Q_{\text{miscela}}$ ), costituita da azoto, ossigeno e anidride carbonica, attraverso la bocca: quando questi valori sono positivi si è nella fase di espirazione, quando sono negativi in quella di inspirazione. Dal momento che un ciclo respiratorio è costituito da inspirazione ed espirazione è

semplice suddividere i dati relati alla miscela nei tre atti respiratori che sono stati simulati. I valori ottenuti si moltiplicano per il time step e per 1000 per ottenere un valore percentuale. In un uomo adulto sano è di circa 500 ml.

$$VT = \oint_{Bocca} Q_{miscela}(t) dt$$

- il volume totale di CO<sub>2</sub> alla bocca (V\_CO<sub>2</sub>bocca), ottenuto integrando nel tempo, attraverso la superficie della bocca, il volume di anidride carbonica (Vol\_CO<sub>2</sub>) che vi passa attraverso. Dal punto di vista pratico si vanno ad integrare i valori positivi e negativi ottenuti considerando nel report file la fase 3 della miscela, ossia l'anidride carbonica.

$$V_{CO_2bocca} = \oint_{Bocca} Vol_{CO_2}(t) dt$$

- il volume totale di CO<sub>2</sub> sul piano XY del modello (Figura 28), ossia quello sagittale e sul piano XZ (Figura 29), quello trasverso. In entrambi i casi si calcola mediante l'integrale nel tempo del flusso di CO<sub>2</sub> che li attraversa:

$$V_{CO_2\_XY} = \oint_{Piano\ XY} Q_{CO_2\_XY}(t) dt$$

$$V_{CO_2\_XZ} = \oint_{Piano\ XZ} Q_{CO_2\_XZ}(t) dt$$

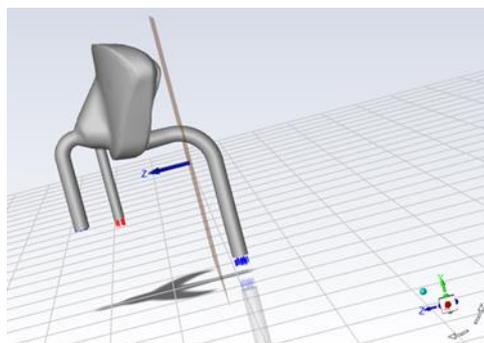


Figura 27. Piano XY

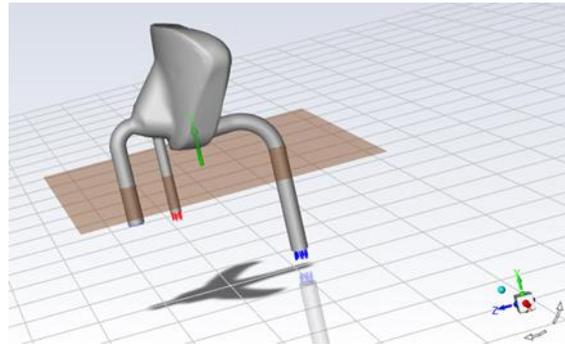


Figura 28. Piano XZ

- la CO<sub>2</sub> effettivamente inspirata ed espirata in termini percentuali: ottenuta dividendo la CO<sub>2</sub> alla bocca per il volume tidale. Facendo il rapporto tra i contributi positivi si ottiene l'anidride carbonica espirata, facendolo tra quelli negativi quella inspirata.

$$CO_2\_ \% = \frac{|V\_CO_2\text{bocca}|}{|VT|} \cdot 100$$

- la quantità di CO<sub>2</sub> effettivamente inspirata ed espirata ma in riferimento ai piani XY e XZ

$$CO_2\_ \%\_XY = \frac{|V\_CO_2\_XY|}{|VT|} \cdot 100$$

$$CO_2\_ \%\_XZ = \frac{|V\_CO_2\_XZ|}{|VT|} \cdot 100$$

- un'animazione (Figura 30) che permette di andare a valutare visivamente l'evoluzione dell'anidride carbonica all'interno della maschera e dei condotti, in riferimento al piano YZ (Figura 31).

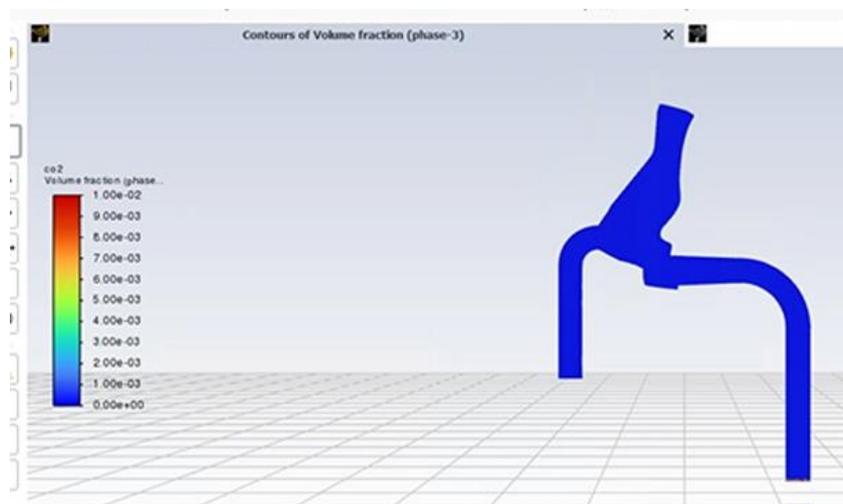


Figura 29. Immagine che mostra un frame dell'evoluzione della CO<sub>2</sub> nel modello dopo aver inizializzato

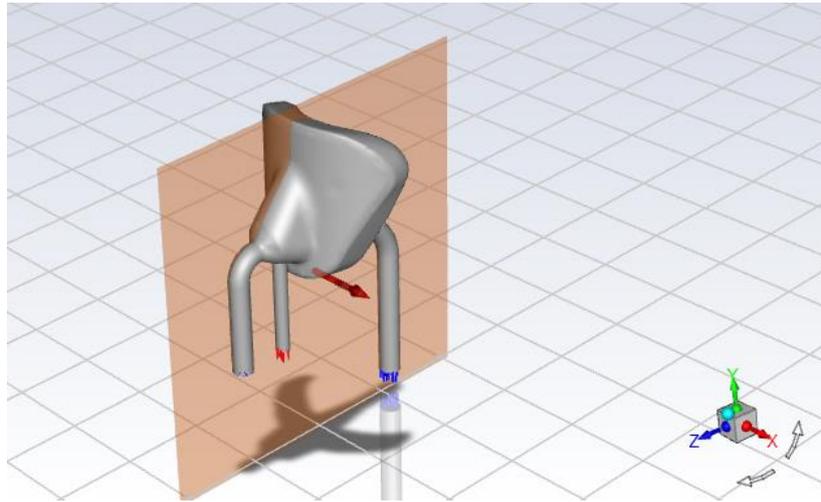


Figura 30. Piano YZ

Per valutare la convergenza della simulazione non stazionaria si va a valutare la  $\text{CO}_2$  media al termine del primo e del terzo atto respiratorio. Si va a calcolare l'errore tra i due valori: quando questo scende al di sotto dell'1% significa che la simulazione ha raggiunto la convergenza.

# Capitolo 3

## 3. Metodi di ottimizzazione

Nella seconda parte di questo lavoro di tesi, vengono, invece, proposti i vari metodi di ottimizzazione che sono emersi nel corso degli step descritti nella parte relativa ai *Metodi*. Vengono discusse anche le varie prove effettuate che hanno permesso di raggiungere il risultato migliore, dal punto di vista ingegneristico, sia per quanto riguarda i tempi di esecuzione dei vari step che per le risorse computazionali a disposizione, puntando sempre a raggiungere un compromesso. In particolare, i metodi di ottimizzazione ingegneristica riguardano: l'acquisizione della scansione della maschera a partire dal modello reale, la scelta della dimensione degli elementi con cui discretizzare il modello mediante la *sensitivity analysis* e il setup dei parametri con cui condurre le simulazioni stazionarie e non stazionarie, in particolare il time step e la precisione dei residui.

### 3.1. Ottimizzazione del processo di scansione e acquisizione della maschera

Il primo step eseguito nella realizzazione del modello da simulare, come già mostrato in *Metodi*, è stato la scansione e l'acquisizione della maschera *total-face* a partire da un prototipo reale. Si è trattato di un processo complesso e non immediato, infatti, sono state eseguite diverse prove che hanno permesso di stilare alcuni accorgimenti tramite cui ottimizzare e, soprattutto, velocizzare l'intero processo.

L'importanza rivolta a questa fase iniziale di scansione è dovuta al fatto che da essa si ottiene il modello della maschera da simulare, dalla cui qualità dipende gran parte dell'affidabilità e della riuscita degli step successivi.

Di seguito verranno proposti dei metodi tramite cui ottimizzare la scansione, prestando attenzione, in particolare, alla calibrazione dello scanner utilizzato, alla definizione del contrasto ottimale per ottenere una scansione pulita e completa e al post-processamento del file ottenuto con lo scopo di ridefinire e pulire la geometria acquisita.

### 3.1.1. Calibrazione dello scanner

Come già detto, lo scanner utilizzato per acquisire la maschera è *einscan pro*, delle cui caratteristiche tecniche e funzionali si è ampiamente discusso in precedenza. Uno degli aspetti tralasciati riguarda, però, la sua calibrazione, risultata alquanto macchinosa e complessa a tal punto che è stato necessario ripeterla più volte.

In generale, la calibrazione dello scanner *einscan pro* avviene mediante l'utilizzo di una piattaforma quadrata, chiamata scheda di calibrazione (Figura 32), sulla cui superficie sono rappresentati dei marker puntiformi di diversa grandezza che fungono da riferimenti spaziali per il dispositivo e un marker quadrato centrale nel quale si va a puntare il fascio emesso dallo scanner durante la calibrazione.



Figura 31. Scheda di calibrazione

Il processo di calibrazione consta di 5 fasi differenti, in ognuna delle quali si va ad orientare la scheda in direzioni diverse e la si inclina, mediante l'utilizzo di un supporto plastico, per permettere allo scanner di leggere tutti i marker presenti.

La calibrazione è manuale, il dispositivo, infatti, non va appoggiato sul treppiede, come accade nella fase di acquisizione, ma va tenuto in mano e portato al di sopra della scheda. Inoltre, è guidata, nel senso che si fa uso di un software che indica all'utente la distanza a cui portare lo scanner rispetto alla scheda e anche come eseguire le diverse fasi di calibrazione. Di seguito vengono indicati i vari step da eseguire per calibrare in modo corretto lo scanner, così come riportati sul manuale [16]:

• **STEP 01**



Figura 32. Step 1 della calibrazione

Lo scanner viene tenuto in mano dall'utente al di sopra della scheda di calibrazione. Questa è appoggiata sul piano di lavoro ed è orientata in modo tale che i 3 marker puntiformi con diametro maggiore siano rivolti verso l'utente. Dopo aver posizionato correttamente il dispositivo si va ad emettere il fascio luminoso, cercando di prendere l'intera scheda e per un tempo tale da "riempire" i vari livelli indicati dal software. Per fare questo lo scanner deve essere portato ad una distanza sempre maggiore dalla scheda. Lo step termina quando tutti i livelli indicati dal software appaiono

verdi: in questo modo si è sicuri che il dispositivo ha letto i marker e che la distanza a cui è stato tenuto è corretta.

• **STEP 02**

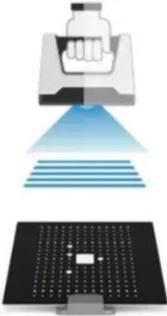


Figura 33. Step 2 della calibrazione

Il processo è uguale in tutti gli step successivi al primo, l'unica differenza riguarda l'orientamento della piattaforma: in questo caso non è appoggiata ma è inclinata mediante un supporto plastico ed i 3 marker di riferimento sono spostati rispetto alla posizione che assumevano nello step 1.

• **STEP 03**



Figura 34. Step 3 della calibrazione

Si continua a tenere inclinata la scheda di calibrazione e a farla ruotare di step in step in modo tale che lo scanner riesca a leggere tutti i marker presenti su di essa, anche da angolazioni differenti.

• **STEP 04**



*Figura 35. Step 4 della calibrazione*

La piattaforma nello step 4 viene nuovamente tenuta parallela al piano di lavoro ma, a differenza dello step 1, è sopraelevata.

• **STEP 05**



*Figura 36. Step 5 della calibrazione*

Ultimo step della calibrazione in cui la scheda viene nuovamente inclinata e orientata in una delle direzioni non ancora scansionate negli step precedenti.



*Figura 37. Calibrazione del bilanciamento del bianco*

Il processo di calibrazione può inglobare un ulteriore step che prende il nome di “bilanciamento del bianco” e che è necessario eseguire quando si vogliono effettuare delle scansioni in cui è richiesto il Color Pack, ossia a colori. Questo step aggiuntivo consiste nell’andare a puntare il fascio luminoso emesso dallo scanner sul lato posteriore della scheda che è di colore bianco. Si deve regolare, poi, la distanza tra scanner e piattaforma fino a trovare quella corretta.

Dalle fasi appena descritte emerge che la calibrazione è un processo lungo e complesso ma di fondamentale importanza per la buona riuscita della scansione.

Le criticità e difficoltà maggiori sono state riscontrate soprattutto nell'andare a trovare la distanza corretta tra lo scanner e la scheda di calibrazione, e nel fare in modo che lo scanner leggesse tutti i marker. Per ovviare a questi problemi è consigliato eseguire il processo di calibrazione in un luogo illuminato per fare in modo che i marker siano ben visibili e appoggiando la scheda su di un piano il più possibile diritto per permettere allo scanner di inquadrare i marker.

Per quanto riguarda la distanza corretta è consigliato fare delle prove per valutare a quale distanza il software inizia a riempire i vari livelli di calibrazione. In ogni caso è bene posizionarsi con le braccia distese, tenendo lo scanner ad una distanza di 20-30 cm dalla scheda e provare ad aumentare la distanza. Fondamentale è anche che l'utente che esegue la scansione abbia una mano ferma per far sì che il fascio luminoso vada a inquadrare sempre l'intera piattaforma.

### **3.1.2. Posizionamento dell'oggetto da scansionare e numero di step di acquisizione**

Dopo aver calibrato lo scanner, si procede con la scansione del prototipo, in questo caso la maschera *total-face* oro-nasale per la ventilazione meccanica non invasiva a pressione costante. Il prototipo va posizionato al di sopra di una piattaforma girevole dotata di marker (Figura 39).



*Figura 38. Piattaforma girevole dotata di marker*

A differenza, però, della calibrazione che avveniva in modo manuale, la scansione è automatica: lo scanner viene appoggiato su un treppiede e il fascio luminoso colpisce il prototipo che si trova sulla piattaforma (Figura 40). Questa ruota, in modo tale che la scansione possa essere effettuata su tutti i lati dell'oggetto che si intende acquisire.



Figura 39. Configurazione per la scansione automatica

Dal momento che la piattaforma è girevole, è necessario che l'oggetto da scansionare sia ben saldo ad essa in modo tale che durante l'acquisizione rimanga fermo nella sua posizione. Infatti, è bene evitare che l'oggetto si sposti o vibri per non correre il rischio che lo scanner non riesca ad acquisirne determinate porzioni o lati. In particolare, la maschera è stata fissata sulla piattaforma in corrispondenza dell'orifizio anteriore a cui va innestato il condotto che la collega al ventilatore. In questo modo, è stato possibile acquisire anche la porzione interna, che altrimenti sarebbe stata nascosta.

Inoltre, sempre per garantire un'elevata qualità dell'acquisizione, è consigliabile effettuare la scansione in un luogo illuminato in modo da permettere allo scanner di rilevare la geometria dell'oggetto e le sue caratteristiche. Questo aspetto è risultato molto importante in questo lavoro di tesi, in cui si è avuto a che fare con una maschera caratterizzata da una geometria complessa e da dimensioni maggiori rispetto a quelle degli oggetti che normalmente vengono scansionati nell'ambito biomedico e meccanico, come per esempio, cotili, viti, e altri componenti di dimensioni contenute. Un altro aspetto da attenzionare riguarda il numero di scansioni che lo scanner effettua durante l'acquisizione. È importante specificare, a tal proposito, che la piattaforma girevole non ruota in modo continuativo ma, dopo aver compiuto una certa porzione di giro, si ferma per permettere allo scanner di emettere il fascio e acquisire come immagine la parte dell'oggetto che esso colpisce. Queste "soste" della piattaforma vengono definite step ed è un parametro su cui può agire l'utente per migliorare la qualità della scansione, tenendo sempre conto della geometria dell'oggetto da scansionare: è consigliato, infatti, aumentare il numero di step al crescere delle dimensioni e della complessità di quello che si intende acquisire.

Per quanto riguarda la scansione della maschera *total-face*, sono state effettuate due prove settando un numero di step pari a 8 e 16: nel primo caso, la maschera scansionata presentava delle imperfezioni, come ad esempio dei buchi, e soprattutto la mancanza di intere porzioni della geometria. Nel secondo caso, invece, la scansione ha una qualità maggiore dal momento che si è

permesso allo scanner di acquisire più immagini e rielaborare in modo più corretto la geometria della maschera.

### 3.1.3. Definizione del contrasto nel processo di scansione

Un altro parametro su cui si può agire per migliorare la qualità della scansione è il contrasto, che, consiste nell'andare ad aumentare la differenza tra le parti chiare e scure dell'immagine che lo scanner va ad acquisire, quindi tra le parti in ombra e in luce dell'oggetto da scansione. Nel caso della maschera, essendo caratterizzata da una geometria complessa e da porzioni concave, è stato necessario aumentare il contrasto per permettere allo scanner di rielaborare le immagini acquisite tenendo conto dei volumi e delle concavità della geometria.

Uno dei limiti principali dello scanner *einscan pro* riguarda la difficoltà di scansione oggetti trasparenti e altamente riflettenti: nel caso di una superficie trasparente, la luce la attraversa anziché essere riflessa dalla stessa e di conseguenza, lo scanner non è in grado di catturare la struttura della superficie. In caso di parti riflettenti, invece, i fasci di luce vengono riflessi in modo focalizzato invece che diffuso. Ciò significa che la possibilità che un raggio colpisca il riflettore dello scanner è notevolmente ridotta e quest'ultimo catturerà solo una frazione dei raggi di luce riflessa. Pertanto, nel caso della maschera che è trasparente e riflettente, è stato necessario utilizzare uno spray opacizzante con polvere bianca (Figura 41).



Figura 40. Spray opacizzante

Esso viene spruzzato sulla superficie che si intende scansione andando a creare un rivestimento opaco che riduce i riflessi e altre disomogeneità. È molto utile, inoltre, quando l'oggetto da scansione ha delle cavità profonde (come nel caso della maschera): in questo caso lo scanner riceve un riflesso dalle pareti della cavità sul fondo che potrebbero causare disturbi nel pattern della luce che si manifestano nella scansione come "artefatti" o dati errati.

È importante che lo strato di layer opacizzante sia omogeneo per evitare che le disomogeneità superficiali vengano acquisite dallo scanner e rielaborate come facenti parte della geometria del

modello. Lo svantaggio principale è rappresentato dal fatto che lo spray è permanente, quindi, una volta che l'oggetto è stato rivestito non può più essere tolto e deve essere smaltito.

#### **3.1.4. Processamento post scansione**

Nonostante tutti gli accorgimenti e il settaggio dei vari parametri, la geometria del modello che si ottiene dalla scansione presenta delle imperfezioni e delle irregolarità che è necessario sistemare prima di procedere con gli step successivi. In particolare, le irregolarità principali riscontrate sono buchi nella superficie e la mancanza di alcune porzioni della geometria, soprattutto quelle più esterne alla maschera e al campo di azione dello scanner. Queste devono essere ricostruite e ridefinite attraverso dei software di progettazione come ad esempio *Solidworks*. Questi, inoltre, permettono di generare, a partire dall'output che il sistema di scansione restituisce sotto forma di mesh poligonale o di nuvola di punti, delle entità CAD che sono, invece, entità matematiche come curve, superfici e solidi.

### 3.2. *Sensitivity Analysis*

Uno degli aspetti principali di cui tenere conto quando si eseguono delle simulazioni di CFD è la discretizzazione delle componenti del modello che si intende simulare e, in particolare, la scelta della dimensione degli elementi con cui realizzare le mesh bidimensionali e tridimensionali.

Per effettuare questa scelta si esegue la *sensitivity analysis* o analisi di sensibilità che permette di valutare quando le caratteristiche della mesh diventano ininfluenti per la soluzione della simulazione.

In particolare, in una qualunque simulazione di fluidodinamica computazionale i risultati vengono calcolati in riferimento alle caratteristiche della mesh in cui il modello è stato discretizzato. Questo dà origine a degli errori che prendono il nome di errori di discretizzazione spaziale. Dal punto di vista teorico, infatti, quando le dimensioni della mesh tendono a zero anche l'errore diventa insignificante.

È qui che interviene l'analisi di sensibilità, tramite la quale è possibile comprendere e compensare questi errori e discretizzare il modello in modo che la soluzione sia indipendente dalla mesh e dalle sue caratteristiche.

In particolare, la *sensitivity analysis* consiste nell'andare a discretizzare il modello con mesh di dimensioni differenti e simulare ognuna di queste con gli stessi parametri, in modo da poter essere confrontabili. Tramite la simulazione si va a calcolare un parametro di riferimento tramite cui valutare il raggiungimento della convergenza della soluzione. In particolare, in questo lavoro di tesi, il parametro di riferimento ottenuto dalle simulazioni stazionarie è la velocità media del flusso sul volume. Quello che si fa è confrontare i valori di velocità associati a ciascuna mesh: quando l'errore tra le velocità riferite a mesh di dimensioni differenti scende al di sotto di una soglia prestabilita, normalmente compresa tra il 2% e il 5%, non ha più senso continuare a infittire la mesh, diminuendo la dimensione degli elementi che la costituiscono, in quanto le grandezze che vengono calcolate risultano indipendenti dalle caratteristiche della mesh che si sta considerando.

Quindi, si sceglie la dimensione della mesh a cui è associata la velocità che presenta l'errore minore per andare, poi, ad eseguire la simulazione non stazionaria [17].

Di seguito verranno discusse le prove di *sensitivity analysis* che hanno portato alla scelta della dimensione della mesh con cui discretizzare le componenti della maschera *total-face*. È importante sottolineare che tutte le mesh e simulazioni si riferiscono al modello di interfaccia con il tubo ausiliario, in quanto la geometria del modello non influisce sul valore dei parametri che vengono calcolati mediante le simulazioni stazionarie.

### 3.2.1. Set di mesh su cui eseguire la *Sensitivity Analysis*

Le dimensioni delle mesh con cui eseguire l'analisi di sensibilità sono state scelte in modo tale da ottenere dei modelli da simulare costituiti da un numero di elementi il più possibile equidistanti tra di loro e contenuto. Questo sempre con l'obiettivo di raggiungere una migliore convergenza e per limitare il costo computazionale necessario per eseguire le simulazioni stazionarie.

Le mesh considerate per la *sensitivity analysis*, con i relativi valori di dimensioni degli elementi e numeri degli elementi sono riportati nella Tabella 1:

Dimensione mesh	Numero di elementi
0,0042	961884
0,0038	1340032
0,0037	1489205
0,0035	1758838
0,0034	1957000

Tabella 1. Dimensione e numero degli elementi della mesh

Si può osservare che il numero degli elementi che costituiscono la mesh tridimensionale del modello aumenta al diminuire della dimensione degli elementi che la compongono: si passa, infatti, da 9618841 elementi per la mesh da 0,0042 a 1957000 per quella da 0,0034. Questo è dovuto al fatto che il volume del modello da discretizzare rimane invariato, mentre cambia la dimensione degli elementi che vengono considerati per la sua discretizzazione.

### 3.2.2. Definizione del *growth rate*

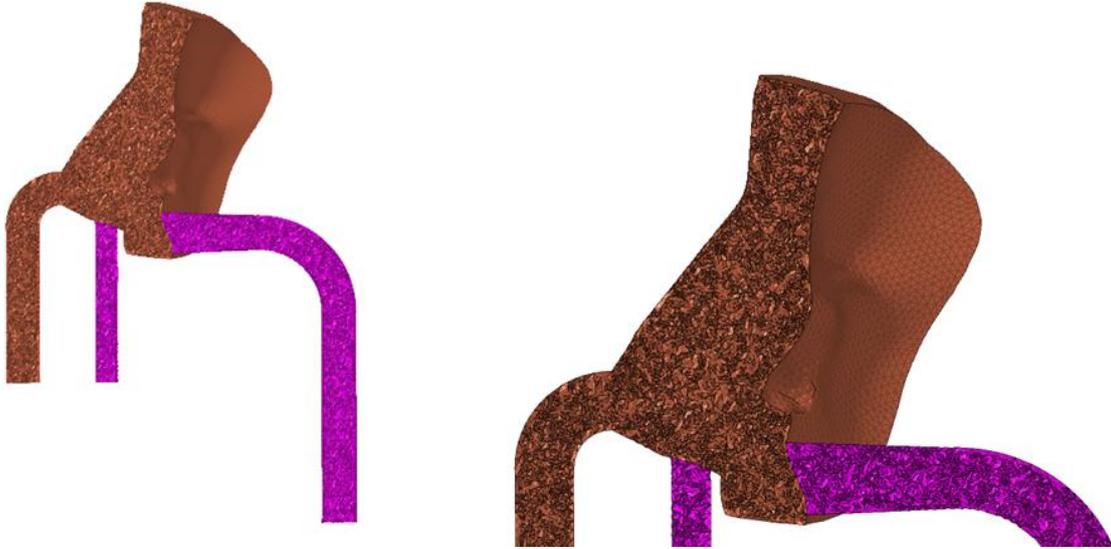
Per ottenere una buona convergenza si vuole eseguire la *sensitivity analysis* con delle mesh in cui tutti gli elementi hanno la stessa dimensione, sia quelli in superficie sia quelli interni al modello.

È stato necessario, allora, andare ad omogeneizzare le mesh operando sul *growth rate*, un parametro che agisce sul gradiente di crescita degli elementi tridimensionali dalla superficie verso il bulk. modello.

Il valore da attribuire al *growth rate* per avere una crescita graduale degli elementi è 1,08 [10], mentre di default viene impostato dal software pari a 30, ottenendo degli elementi interni di dimensioni maggiori rispetto a quelli in superficie.

Pertanto, per ottenere delle mesh omogenee con le quali eseguire la *sensitivity analysis*, si è agito su due differenti parametri nella creazione della mesh tridimensionale: il primo è il *growth rate* che è stato impostato pari a 1 mentre il secondo è il parametro maximum size settato pari alla dimensione dell'elemento della mesh.

Effettivamente, andando a sezionare i modelli ottenuti, è emerso come gli elementi del bulk avessero delle dimensioni comparabili a quelli in superficie, come è possibile vedere in Figura 42.



*Figura 41. Sezione della mesh con growth rate pari a 1*

### **3.3. Setup dei parametri della simulazione non stazionaria: time step e precisione del residuo di continuità**

Dopo aver scelto, mediante l'analisi di sensibilità, la dimensione degli elementi con cui discretizzare le componenti che costituiscono il modello, la soluzione della simulazione stazionaria è stata usata come base di partenza per eseguire la simulazione non stazionaria o transiente del problema, tramite cui è stato possibile calcolare le concentrazioni di CO<sub>2</sub> in diverse porzioni del modello.

Se nella simulazione stazionaria il tempo è stata ipotizzato costante, in quella transiente è necessario andare a discretizzare la variabile temporale, suddividendo il tempo durante cui si osserva il fenomeno oggetto di studio in piccoli intervalli, ognuno dei quali prende il nome di time step.

La scelta del valore da attribuire al time step è uno degli aspetti principali da considerare quando si devono definire i parametri con cui eseguire una simulazione stazionaria, in quanto una sua definizione errata rispetto alla fisica del problema da simulare, può avere conseguenze importanti sul risultato della simulazione. Infatti, se si va a sottostimare il time step si rischia di perdere parte dell'informazione contenuta nel fenomeno che si simula, rischiando anche il non raggiungimento della convergenza da parte della soluzione. Al contrario, quando si sovrastima il time step, il rischio principale è quello di usare un eccesso di risorse di calcolo. Dal punto di vista fisico il time step è un tempo, pertanto viene espresso in s.

Dopo aver definito il valore da attribuire al time step, un altro parametro a cui prestare attenzione è il numero di iterazioni che costituiscono ogni singolo time step. È un parametro molto importante, in quanto va a determinare dopo quante iterazioni si passa da un time step al successivo, anche se non è stata raggiunta la convergenza. Infatti, la simulazione transiente può essere vista come un insieme di "mini simulazioni" stazionarie (tante quanti sono i time step in cui è stato suddiviso l'intervallo temporale), in ognuna delle quali può essere raggiunta o meno la convergenza. In particolare, possono verificarsi due differenti situazioni:

- Nel time step è stata raggiunta la convergenza in un numero di iterazioni inferiore rispetto al valore massimo definito e si passa al time step successivo
  - Nel numero massimo di iterazioni stabilito la simulazione non ha raggiunto la convergenza.
- In ogni caso il time step in questione termina ed inizia il successivo.

Di seguito vengono riportate le prove e i valori dei parametri cui con sono state eseguite, concentrandosi sul valore del time step e della precisione relativa al residuo della continuità, sempre in merito a considerazioni relative al costo computazionale e alle tempistiche di calcolo.

Un altro aspetto da sottolineare è che le simulazioni transienti sono molto più lunghe rispetto a quelle stazionarie, in quanto, queste ultime possono essere intese come delle simulazioni costituite

da un unico time step, mentre le prime constano di più time step in ognuno dei quali viene eseguita una simulazione stazionaria. Per tale motivo, nell'andare ad eseguire queste prove, si è deciso di simulare un numero limitato di time step anziché quelli che normalmente vengono eseguiti durante una simulazione non stazionaria. Pertanto, per ogni prova, si andrà a valutare il tempo medio in cui la soluzione raggiunge la convergenza nel time step, riuscendo, così, a calcolare il tempo necessario per eseguire una simulazione transiente completa, che in questo caso si ipotizza costituita da 2500 step. In base alla durata complessiva potranno essere fatte delle considerazioni che permetteranno di accettare alcuni valori assegnati ai parametri e rifiutarne altri, tenendo conto sempre del costo computazionale e delle tempistiche di calcolo.

In particolare, le prove sono state effettuate su 3 configurazioni differenti dell'interfaccia:

- Modello dell'interfaccia con tubo ausiliario e una condizione di ricircolo
- Modello dell'interfaccia senza tubo ausiliario e senza ricircolo
- Modello dell'interfaccia con tubo ausiliario ma senza ricircolo

### **3.3.1. Configurazione con tubo ausiliario e condizione di ricircolo**

In questa configurazione l'*inflow 1* è rappresentato dal condotto che permette di collegare la maschera total face al ventilatore, l'*inflow 2* dal tubo che modella la trachea del paziente, mentre l'*outflow* è rappresentato dal tubo ausiliario.

È presente, inoltre, una condizione di ricircolo la cui funzione è quella di andare a permettere una migliore redistribuzione dell'anidride carbonica all'interno del volume della maschera, riducendo l'entità del fenomeno del *rebreathing*.

Dal momento che è presente il ricircolo il regime del flusso è turbolento.

Con questa prima configurazione vengono eseguite due differenti prove, in cui si fa variare la precisione del residuo della continuità, mentre il time step viene mantenuto costante e pari a 0.002 s. Il suo valore è legato principalmente alla velocità del flusso di aria nel modello: maggiori sono le velocità in gioco e minore deve essere il valore da attribuire al time step. Pertanto, in questa configurazione, dal momento che si è in un regime turbolento in cui le velocità sono elevate, si preferisce non attribuire al time step valori maggiori di 0.002 s.

I parametri con cui sono state eseguite le prove di simulazione sono riportati in Tabella 2.

PARAMETRI	PROVA 1	PROVA 2
<b>Continuità (residuo)</b>	0,00001	0,0001
<b>Time step (s)</b>	0,002	0,002
<b>Numero di iterazioni per time step</b>	500	500
<b>Numero di time step</b>	10	10
<b>Energia (residuo)</b>	$10^{-6}$	$10^{-6}$
<b>Velocità lungo x (residuo)</b>	0,001	0,001
<b>Velocità lungo y (residuo)</b>	0,001	0,001
<b>Velocità lungo z (residuo)</b>	0,001	0,001
<b>k (residuo modello turbolenza)</b>	0,0001	0,0001
<b><math>\omega</math> (residuo modello turbolenza)</b>	0,0001	0,0001
<b>Velocità fase 2 (residuo)</b>	0,0001	0,0001
<b>Velocità fase 3 (residuo)</b>	0,0001	0,0001

Tabella 2. Parametri prove prima configurazione

### 3.3.2. Configurazione senza tubo ausiliario e senza condizione di ricircolo

In questa configurazione, che è quella originale, ci sono un solo ingresso anziché due come nel caso precedente e una sola uscita: in particolare, l'*inflow* è rappresentato dalla trachea del soggetto mentre l'*outflow* dal tubo anteriore alla maschera tramite cui viene immessa la miscela di gas fresco al suo interno.

In questo caso la condizione di ricircolo non è presente, pertanto, non si va a modellizzare un regime turbolento ma laminare.

Con questa seconda configurazione vengono eseguite cinque differenti prove, in cui, come per la prima, sono stati fatti variare i parametri di esecuzione, sempre con lo scopo di ridurre i tempi computazionali necessari per il raggiungimento della convergenza della soluzione nei vari time step. I parametri delle varie prove eseguite sono mostrati in Tabella 3.

PARAMETRI	PROVA 1	PROVA 2	PROVA 3	PROVA 4	PROVA 5
Continuità (residuo)	0,00001	0,0001	0,001	0,001	0,001
Time step (s)	0,001	0,001	0,002	0,005	0,02
Numero iterazioni per time step	500	500	500	500	500
Numero di time step	5	5	5	5	5
Energia residuo	$10^{-6}$	$10^{-6}$	$10^{-6}$	$10^{-6}$	$10^{-6}$
Velocità lungo x (residuo)	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001
Velocità lungo y (residuo)	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001
Velocità lungo z (residuo)	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001
k (residuo modello turbolenza)	-	-	-	-	-
$\omega$ (residuo modello turbolenza)	-	-	-	-	-
Velocità fase 2 (residuo)	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001
Velocità fase 3 (residuo)	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001

Tabella 3. Parametri prove seconda configurazione

### 3.3.3 Configurazione con tubo ausiliario ma senza la condizione di ricircolo

In questa configurazione il tubo ausiliario è presente, quindi ci sono due ingressi e una sola uscita: l'*inflow* è rappresentato dal tubo che collega la maschera al ventilatore, l'*inflow 2* dal condotto che simula la trachea del paziente e l'*outflow* dal tubo ausiliario.

Quindi, dal punto di vista delle componenti questa configurazione coincide con quella descritta nel paragrafo 3.2.1. Si differenzia, però, da questa per l'assenza della condizione di ricircolo come la configurazione descritta in 3.2.2.

Pertanto, può essere considerata come una configurazione intermedia tra le due precedenti, di cui è interessante andare a valutare le caratteristiche e le prestazioni dal punto di vista computazionale.

Dal momento che non è presente la condizione di ricircolo il regime del flusso da considerare non è turbolento ma laminare, pertanto, non è presente il modello k- $\omega$  tramite cui descriverlo. Inoltre, cambiano anche le condizioni al contorno in quanto, è stata simulata una condizione in cui quando il paziente inspira prende l'aria dall'ingresso, ossia dal condotto che collega l'interfaccia al ventilatore, mentre quando espira l'ingresso si chiude, impostando il flusso con una velocità nulla.

In questo modo, durante la fase di espirazione, tutta l'aria va nel tubo ausiliario, quindi nell'*outflow*.

Anche con questa configurazione modificata rispetto all'originale vengono condotte delle prove di simulazioni in cui si fanno variare i vari parametri e si valuta il numero di iterazioni con cui la simulazione raggiunge la convergenza in ogni time step. Le prove eseguite e i relativi parametri sono mostrati in Tabella 4.

<b>PARAMETRI</b>	<b>PROVA 1</b>	<b>PROVA 2</b>	<b>PROVA 3</b>
<b>Continuità (residuo)</b>	0,001	0,001	0,001
<b>Time step (s)</b>	0,002	0,005	0,05
<b>Numero di iterazioni per time step</b>	500	500	500
<b>Numero di time step</b>	5	5	5
<b>Energia (residuo)</b>	$10^{-6}$	$10^{-6}$	$10^{-6}$
<b>Velocità lungo x (residuo)</b>	0,001	0,001	0,001
<b>Velocità lungo y (residuo)</b>	0,001	0,001	0,001
<b>Velocità lungo z (residuo)</b>	0,001	0,001	0,001
<b>k (residuo modello turbolenza)</b>	-	-	-
<b><math>\omega</math> (residuo modello turbolenza)</b>	-	-	-
<b>Velocità fase 2 (residuo)</b>	0,001	0,001	0,001
<b>Velocità fase 3 (residuo)</b>	0,001	0,001	0,001

*Tabella 4. Parametri prove terza configurazione*

# Capitolo 4

## 4. Risultati

Di seguito verranno riportati i risultati ottenuti dalle varie prove e simulazioni eseguite. In particolare, la scelta della dimensione della mesh con cui discretizzare il modello attraverso la *sensitivity analysis* e la scelta dei parametri con cui eseguire le simulazioni non stazionarie in base alle prove eseguite con parametri differenti.

### 4.1. Scelta della dimensione della mesh attraverso l'analisi di sensibilità

Nella Tabella 5 per ogni mesh vengono indicati: la dimensione dell'elemento, il numero di elementi che la compongono, il valore della velocità media del flusso ottenuto mediante la simulazione stazionaria, l'errore e quello percentuale.

Dimensione mesh	Numero di elementi	Velocità media del flusso (m/s)	Errore	Errore percentuale (%)
0,0042	961884	0,5406596		
0,0038	1340032	0,5454731	0,008903014	0,89
0,0037	1489205	0,5505306	0,009271768	0,92
0,0035	1758838	0,5568413	0,011462941	1,14
0,0034	1957000	0,5610256	0,007514349	0,75

Tabella 5. Valori ottenuti mediante la *sensitivity analysis*

Per quanto riguarda le velocità medie del flusso che vengono calcolate si osserva che all'aumentare della dimensione degli elementi della mesh tende ad aumentare anche il valore di questo parametro. Si passa, infatti da una velocità di 0,54 m/s per la mesh da 0,0042 a 0,56 m/s per la mesh da 0,0034.

Per quanto riguarda l'errore, è stato calcolato sottraendo i valori delle velocità medie relative a due mesh adiacenti e dividendo, poi, il valore ottenuto per la velocità associata alla mesh costituita da elementi di dimensione maggiore.

Se con  $v_i$  ci si riferisce alla velocità media del flusso relativa ad una specifica mesh, e con  $v_{i-1}$  al valore di velocità associato alla mesh di dimensione inferiore rispetto alla  $i$ -esima, l'errore  $e$  può essere calcolato come segue:

$$e = \frac{v_i - v_{i-1}}{v_{i-1}}$$

Naturalmente, per ottenere l'errore percentuale  $e\%$  si moltiplica il valore di  $e$  per 100.

Per quanto riguarda le simulazioni stazionarie tramite cui sono stati ottenuti i valori delle velocità, il numero di processori utilizzato è 8 e la precisione dei residui è stata settata come in Figura 43:

Residual	Monitor	Check Convergence	Absolute Criteria
continuity	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	0.0001
x-velocity	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	0.001
y-velocity	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	0.001
z-velocity	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	0.001
energy	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	1e-06
k	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	0.0001
omega	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	0.0001
vf-phase-2	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	0.0001
vf-phase-3	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	0.0001

Figura 42. Nuovi valori dei residui

Il residuo relativo alla continuità viene settato pari a 0,0001, come quelli relativi al modello di turbolenza ( $k$  e  $\omega$ ) e alla velocità delle fasi secondaria e terziaria: il software termina di simulare quando il residuo relativo alla *continuity* raggiunge un errore massimo pari a 0,0001 e quando i residui  $k$  e  $\omega$ , delle fasi secondaria (ossigeno) e terziaria (anidride carbonica) raggiungono un errore massimo pari a 0,0001.

Per andare a valutare la convergenza della soluzione si può rappresentare la velocità media in funzione del numero degli elementi della mesh o della dimensione degli elementi stessi. In questo caso si è preferito andare a considerare il numero degli elementi in quanto si riesce ad osservare meglio l'inizio della convergenza.

Andando a rappresentare la velocità media del flusso in funzione del numero di elementi che costituiscono le varie mesh, i cui valori sono riportati in Tabella 5, si ottiene il grafico a dispersione rappresentato in Figura 44:

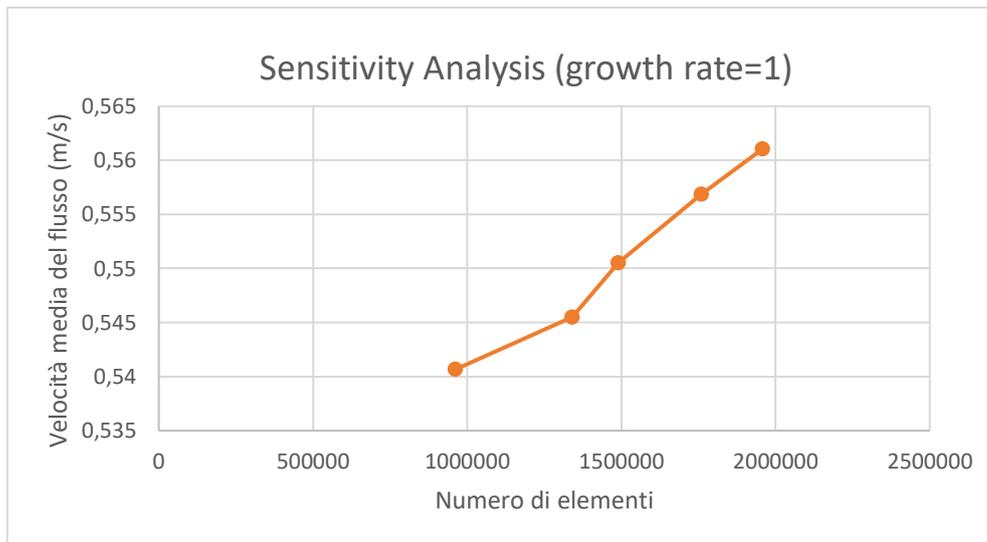


Figura 43. Grafico a dispersione relativo al set di mesh con growth rate pari a 1

È possibile osservare un inizio di convergenza della curva in prossimità della mesh da 0,0035 a cui, considerando la Tabella 5, corrisponde l'errore inferiore tra tutti quelli calcolati (0,75%). Pertanto, la scelta della dimensione della mesh con cui discretizzare il modello ed eseguire la simulazione non stazionaria ricade sulla mesh da 0,0035.

Un parametro a cui prestare attenzione e da considerare quando si svolge la *sensitivity analysis* è il tempo necessario al raggiungimento della convergenza della simulazione stazionaria.

In relazione, infatti, alle risorse computazionali che si hanno a disposizione, è importante avere un'idea delle tempistiche di simulazione in relazione al numero di elementi che costituiscono il modello che si simula.

In particolare, i tempi necessari per il raggiungimento della convergenza delle simulazioni eseguite sulle cinque mesh prese in esame sono riportate in Tabella 6:

Dimensione mesh	Numero di elementi	Tempo di simulazione in minuti
0,0042	961884	57
0,0038	1340032	104
0,0037	1489205	115
0,0035	1758838	158
0,0034	1957000	272

Tabella 6. Tempi di simulazione per le mesh in esame

Andando a graficare il tempo in minuti necessario per raggiungere la convergenza della simulazione stazionaria rispetto al numero di elementi che costituiscono le varie mesh si ottiene il grafico rappresentato in Figura 45:

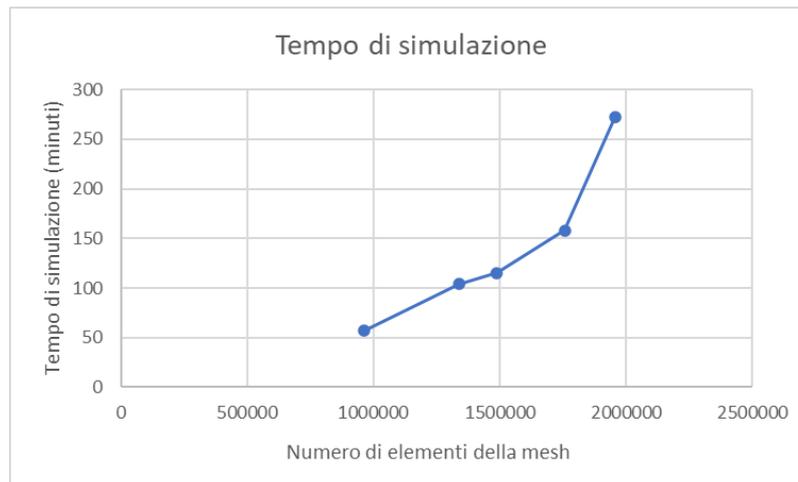


Figura 44. Tempi di simulazione in relazione al numero di elementi

Come si può osservare il tempo di simulazione aumenta all'aumentare del numero di elementi di cui è composto il modello che si sta considerando. In particolare, però, le tempistiche aumentano in modo notevole quando si supera il milione e mezzo di elementi da simulare.

Da qui la scelta di non considerare e simulare nell'analisi di sensibilità mesh di dimensioni inferiori a quella da 0,0034. Infatti, come è possibile osservare in Figura 48, in corrispondenza dell'ultima mesh prodotta il tempo di simulazione aumenta sensibilmente passando da 158 minuti per la mesh da 0,0035 a 272 minuti per la mesh da 0,0034.

È opportuno ipotizzare che, se si fosse andati avanti scegliendo delle mesh più fitte, si sarebbe avuto a che fare con dei tempi di simulazione ancora più alti ed incompatibili.

A tal proposito, è importante sottolineare che l'incompatibilità dei tempi di simulazione non si riferisce alle simulazioni stazionarie ma a quelle non stazionarie, che permettono, come già detto, di calcolare il valore dei parametri tramite cui valutare la convergenza. Infatti, quelle stazionarie altro non sono che delle simulazioni preliminari tramite cui valutare e fare dei ragionamenti sulle simulazioni non stazionarie, tra cui quelli relativi alla tempistiche e alla loro compatibilità con il tempo e le risorse computazionali a disposizione.

Pertanto, quando si deve scegliere la dimensione con cui realizzare la mesh di un modello è importante stimare il numero di elementi che si andranno a simulare, in modo da trovare un compromesso tra le tempistiche computazionali e la robustezza della soluzione che si intende ottenere.

## 4.2. Scelta dei parametri con cui eseguire le simulazioni non stazionarie

Oltre alla scelta della dimensione degli elementi con cui discretizzare le componenti del modello, sono stati valutati anche i parametri con cui eseguire le simulazioni stazionarie, prestando attenzione soprattutto al valore del residuo della continuità e del time step, cercando di raggiungere un compromesso tra i tempi computazionali necessari per eseguire le simulazioni e la precisione della soluzione. Di seguito sono riportati i risultati relativi alle prove descritte in 3.3.1, 3.3.2, 3.3.3, e la scelta dei parametri ottimali con cui andare ad eseguire le simulazioni transienti per le tre configurazioni.

### 4.2.1. Configurazione con tubo ausiliario e condizione di ricircolo

Per questa configurazione dell'interfaccia i parametri settati nelle due prove eseguite sono mostrati in Tabella 2.

Per la prima prova il residuo della continuità è impostato pari a 0,00001, mentre il time step 0.002 s. In Tabella 7 vengono riportate le iterazioni necessarie per raggiungere la convergenza per ognuno dei 10 time step:

Time step	Numero di iterazioni per la convergenza
1	40
2	27
3	24
4	28
5	23
6	28
7	16
8	26
9	27
10	22

*Tabella 7. Numero di iterazione per la convergenza in ogni time step*

Il tempo necessario per l'esecuzione dei 10 time step è stato pari a 3 ore e 8 minuti, quindi, ogni time step ha una durata media di 18 minuti. Considerando una simulazione non stazionaria della durata di 5 s e un time step di 0,002 s, il numero dei time step da eseguire è pari a 2500.

Quindi si ha a che fare con un numero di time step molto maggiore rispetto ai 10 simulati, di

conseguenza il tempo necessario per l'esecuzione della simulazione è troppo elevato rispetto alle tempistiche e alle risorse a disposizione.

Pertanto, nella seconda prova si va a lasciare inalterato il valore del time step, pari a 0,002, ma il residuo della continuità viene aumentato di un ordine di grandezza e portato a 0,0001.

In Tabella 8 vengono riportate le iterazioni necessarie per il raggiungimento della convergenza in ogni time step.

Time step	Numero di iterazioni per la convergenza
1	9
2	15
3	16
4	16
5	21
6	16
7	15
8	15
9	22
10	22

*Tabella 8. Numero di iterazione per la convergenza in ogni time step*

Si osserva la diminuzione delle iterazioni necessarie per il raggiungimento della convergenza nei vari time step, soprattutto nei primi, e una diminuzione dei tempi di simulazione rispetto alla prima prova: i 10 time step vengono eseguiti in 1 ora e 20 minuti, quindi, la durata media del singolo time step è di 8 minuti. Andando a considerare una simulazione non stazionaria costituita da 2500 time step si raggiunge un tempo di simulazione pari a 13 giorni, che possono essere ulteriormente diminuiti usando delle risorse computazionali più prestanti e potenti.

#### **4.2.2. Configurazione senza tubo ausiliario e senza ricircolo**

I parametri relativi alle prove eseguite su questa configurazione sono stati proposti nella Tabella 3. Nella prima prova il residuo di continuità viene inizialmente settato uguale al valore con cui è stata eseguita la prima prova della configurazione precedente, ossia 0,00001. Il time step, invece, viene fissato a 0,001 s. Inoltre, a differenza delle due prove eseguite sul modello con tubo ausiliario e ricircolo, i due residui relativi alle fasi secondaria e terziaria vengono aumentati e portati a 0,001.

In Tabella 9 è mostrato il numero di iterazioni per raggiungere la convergenza in ogni time step.

Time step	Numero di iterazioni per la convergenza
1	482
2	441
3	292
4	265
5	307

*Tabella 9. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step*

È possibile osservare che, a differenza delle due prove eseguite sulla configurazione con ricircolo e rubo ausiliario, vi è un notevole aumento del numero di iterazioni per raggiungere la convergenza. Questo è dovuto al fatto che la prima configurazione veniva simulata in modo non stazionario a partire dalla soluzione della simulazione stazionaria, in quanto, a causa della presenza di un regime turbolento, era necessario partire da una condizione in cui il ricircolo era già stato stabilizzato. Nel caso, invece, di questa seconda configurazione, non si ha un regime turbolento ma laminare vista la mancanza del ricircolo e quindi non si parte da una condizione già stabile del sistema ma questa stabilizzazione avviene nella simulazione transiente stessa. Questo influisce anche sui tempi di simulazione, infatti i 5 step considerati vengono eseguiti in 8 ore e 37 minuti, con una durata media per singolo step di 1 ora e 43 minuti. Si tratta di valori troppo elevati ed incompatibili con le tempistiche a disposizione.

Pertanto, nella seconda prova il residuo di continuità viene aumentato a 0,0001 in modo da accelerare il raggiungimento della convergenza. Il time step, invece, rimane invariato a 0,001 s.

In tabella 10 sono riportati i time step necessari per raggiungere la convergenza.

Time step	Numero di iterazioni per la convergenza
1	278
2	259
3	115
4	129
5	118

*Tabella 10. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step*

Si osserva una diminuzione delle iterazioni nei singoli time step e infatti diminuisce anche il tempo di simulazione: 5 time step vengono eseguiti in 6 ore, con una durata media per ogni time step di 1 ora e 12 minuti. Si tratta di tempistiche ancora troppo elevate. Si continua così con altre prove. Nella terza prova sia il residuo di continuità che il time step vengono modificati: il primo viene diminuito ulteriormente a 0,001, il secondo, invece, viene aumentato a 0,002 s.

Le iterazioni necessarie per il raggiungimento della convergenza sono mostrate in Tabella 11:

Time step	Numero di iterazioni per la convergenza
1	163
2	130
3	108
4	126
5	92

*Tabella 11. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step*

È possibile osservare un'ulteriore diminuzione del numero di iterazioni, soprattutto in quelle iniziali. Diminuiscono anche le tempistiche: il tempo di esecuzione dei 5 time step di prova è di 3 ore 8 minuti, con una durata media di 37 minuti. Si tratta di tempi ancora troppo alti, in quanto significherebbe simulare per più di un mese. Si procede con un'altra prova.

La quarta prova viene eseguita assegnando al residuo di continuità lo stesso valore della prova precedente, ossia 0,001, mentre il time step viene aumentato a 0,005.

In Tabella 12 vengono proposte le iterazioni per ogni step.

Time step	Numero di iterazioni per la convergenza
1	113
2	79
3	80
4	84
5	66

*Tabella 12. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step*

Il numero di iterazioni continua a diminuire e si riducono anche le tempistiche di simulazione: i cinque time step vengono eseguiti in 2 ore e 22 minuti con una durata media di 28 minuti. È necessario far diminuire ulteriormente il tempo.

Nella quinta prova il residuo relativo alla continuità viene posto uguale a 0,001, mentre il time step viene aumentato di un ordine di grandezza e portato a 0,02. Anche in questo caso si va a valutare il numero delle iterazioni necessarie per raggiungere la convergenza in ogni time step, come mostrato in Tabella 13.

Time step	Numero di iterazioni per la convergenza
1	80
2	85
3	96
4	101
5	101

*Tabella 13. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step*

Emerge che il numero delle iterazioni rimane pressoché stabile attorno a quello mostrato nella prova precedente, si assiste però ad una ulteriore diminuzione dei tempi di simulazione: i 5 time step vengono eseguiti in 1 ora e 35 minuti con una durata media per time step di 19 minuti. Si tratta ancora di tempi elevati ma, per non diminuire ulteriormente il residuo e aumentare il time step perdendo in precisione della soluzione, si va ad eseguire la simulazione non stazionaria con un numero di time step inferiore rispetto ai 2500 della configurazione precedente. Infatti, dal momento

che la simulazione transiente ha sempre una durata di 5 s, andando ad aumentare il valore del time step di un ordine di grandezza portandolo da 0,002 a 0,02, il numero di time step da eseguire non sono più 2500 ma 250.

#### 4.2.3. Configurazione con tubo ausiliario ma senza ricircolo

I parametri relativi alle prove eseguite su questa configurazione sono stati riportati nella Tabella 5. Dal momento che, così come nella configurazione precedente, non c'è ricircolo e ci si aspetta un elevato numero di iterazioni con i valori di residui più bassi, la prima prova viene eseguita settando un valore di residuo della continuità pari a quello scelto per eseguire la simulazione sulla seconda configurazione, ossia 0,001. Il time step, invece, viene posto pari a 0,002, come quello scelto per la configurazione con ricircolo e tubo ausiliario.

In Tabella 14 vengono proposte le iterazioni necessarie per la convergenza in ogni time step:

Time step	Numero di iterazioni per la convergenza
1	191
2	142
3	127
4	121
5	97

Tabella 14. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step

Il tempo di esecuzione dei 5 time step è 4 ore e 43 minuti con una durata media del singolo time step pari a 56 minuti. Decisamente troppo elevato per eseguire una simulazione stazionaria completa. Si procede con altre prove.

Nella seconda prova il residuo relativo alla continuità viene mantenuto uguale a 0,001, mentre il time step viene aumentato a 0,02. È possibile osservare il numero di iterazioni necessarie per raggiungere la convergenza in ogni time step in Tabella 15:

Time step	Numero di iterazioni per la convergenza
1	124
2	93
3	100
4	107
5	81

Tabella 15. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step

Il numero di iterazioni non varia in modo sensibile ma oscilla attorno ai valori ottenuti nella prova precedente. Il tempo di simulazione, invece, diminuisce ed è pari a 3 ore e 30 minuti: considerando che sono stati simulati i primi 5 time step, la durata media di ognuno di essi è 42 minuti. Si procede con un'ulteriore prova.

Nella terza prova il residuo relativo alla continuità viene mantenuto uguale a 0,001 per non inficiare ulteriormente sulla precisione della soluzione, mentre il time step viene settato pari a 0,05. Il numero di iterazioni è visibile in Tabella 16.

Time step	Numero di iterazioni per la convergenza
1	80
2	85
3	96
4	101
5	101

Tabella 16. Numero di iterazioni per la convergenza in ogni time step

Anche in questo caso il numero di iterazioni tende a rimanere costante ma il tempo di simulazione diminuisce ulteriormente arrivando a 2 ore e 58 minuti: ognuno dei 5 time step ha, quindi, una durata media di 35 minuti. Si tratta di una durata ancora elevata ma, per non aumentare ulteriormente il time step e diminuire il residuo di *continuity*, si esegue la simulazione non stazionaria con un numero minore di time step rispetto ai 2500 proposti nella prima configurazione, non inficiando sulla robustezza e precisione della soluzione ma cercando un compromesso con le

tempistiche e le risorse computazionali di cui si dispone. Infatti, se il time step viene settato pari a 0,05 s e si esegue una simulazione non stazionaria sempre della durata di 5 s, il numero di time step che la compongono è pari a 100.

# Capitolo 5

## 5. Conclusioni

In Tabella 17, per ognuna delle tre configurazioni, vengono indicati la dimensione della mesh con cui discretizzare il modello emersa dall'analisi di sensibilità e i parametri ottimali con cui andare ad eseguire le simulazioni non stazionaria, emersi dalle prove descritte precedentemente.

Parametri	Configurazione 1	Configurazione 2	Configurazione 3
Dimensione della mesh (mm)	0,0035	0,0035	0,0035
Residuo di continuità	0,0001	0,001	0,001
Time step (s)	0,002	0,02	0,05
Durata della simulazione transiente (s)	5	5	5
Numero di time step	2500	250	100
Numero di iterazioni per time step	500	500	500

Tabella 17. Parametri scelti per ogni configurazione

Andando a considerare singolarmente le 3 configurazioni si possono trarre le seguenti conclusioni:

- **Configurazione con tubo ausiliario e ricircolo:** le prove eseguite hanno mostrato che, andando ad assegnare al residuo della continuità una precisione di 0,0001 e al time step un valore di 0,002, è possibile eseguire una simulazione non stazionaria costituita da un elevato numero di time step. Dal momento che, è emersa una durata media per raggiungere la convergenza in ogni time step pari a 8 minuti, simulando 2500 time step sarebbero necessari 20000 minuti, ossia circa 14 giorni. Naturalmente i tempi di esecuzione si andrebbero a ridurre ulteriormente ricorrendo a delle risorse computazionali caratterizzate da una potenza di calcolo maggiore. In fin dei conti, però, si è riusciti a conciliare da una parte la precisione e la robustezza della soluzione, non aumentando ulteriormente la precisione del residuo, e dall'altra la possibilità di contenere i tempi di simulazione.
- **Configurazione senza tubo ausiliario e senza ricircolo:** è emerso che non è possibile diminuire ulteriormente i tempi di simulazione senza andare a discapito della precisione delle soluzione. Infatti, mediante le varie prove, è emerso che, anche andando a ridurre il

valore del residuo o aumentando quello del time step, si riesce a ridurre il tempo ma non riuscendo a raggiungere valori comparabili a quelli ottenuti nelle prove relative alla prima configurazione. Pertanto, se nella configurazione con tubo ausiliario e ricircolo, ci si può permettere di andare ad eseguire un numero elevato di time step, in questo caso va ridotto, in quanto all'aumentare della durata del time step e considerando una simulazione sempre della stessa durata, il numero di time step diminuisce. Infatti, andando a usare come valori di residuo e time step rispettivamente 0,001 e 0,02, la durata media di ogni time step è di 19 minuti. Andando a simulare 250 time step sarebbero necessari 4750 minuti, circa 3 giorni e mezzo.

- **Configurazione con tubo ausiliario ma senza ricircolo:** anche in questo caso le prove eseguite hanno mostrato che non è possibile raggiungere delle tempistiche di simulazione dell'ordine di quelle trovate per la prima configurazione. In particolare, andando ad assegnare al residuo di continuità e al time step, rispettivamente un valore di 0,001 e 0,05 la durata media del time step è di 35 minuti.

Avendo aumentato il valore del time step, e considerando sempre una simulazione transiente della durata di 5 s, in questo caso si possono eseguire solo 100 time step. Dal momento che ognuno ha una durata media di 35 minuti, il tempo necessario di esecuzione sarebbe di quasi 3 giorni.

## Bibliografia e sitografia

- [1] Cindy L. Stanfield, *Fisiologia*, Edises, 2012
- [2] Anuj K. Agarwal, Avais Raja, Brandon D. Brown, (last update: 2023), *Chronic Obstructive Pulmonary Disease*, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559281/>
- [3] Michael A. Matthay , (2019), *Acute Respiratory Distress Syndrome*, <https://www.nature.com/articles/s41572-019-0069-0#Sec1>
- [4] Cavaglia [et al.], (2020), *Noninvasive mechanical ventilation in the COVID-19 era: Proposal for a continuous positive airway pressure closed-loop circuit minimizing air contamination, oxygen consumption, and noise*
- [5] Politecnico di Torino et al., *Kit di supporto alla respirazione*
- [6] Mojoli [et al.], (2008), *Carbon dioxide rebreathing during non-invasive ventilation delivered by helmet: a bench study*
- [7] Racca [et al.], (2008), *Helmet ventilation and carbon dioxide rebreathing: effects of adding a leak at the helmet ports*
- [8] Coppadoro [et al.], (2021), *The use of head helmets to deliver noninvasive ventilatory support: a comprehensive review of technical aspects and clinical findings*
- [9] Bhandari R, Ranjit N, Shrestha R, Shrestha A, Adhikari B, Shrestha RN, *Morphometric study of trachea in adult cadavers*, Department of Clinical Anatomy, Maharajgunj Medical Campus, Institute of Medicine, Kathmandu, Nepal, 2018
- [10] Help di Altair Hypermesh, [https://2021.help.altair.com/2021/hwdesktop/hm/topics/user\\_interface/utility\\_menu\\_geom\\_mesh\\_optimize\\_tetramesh\\_t.htm](https://2021.help.altair.com/2021/hwdesktop/hm/topics/user_interface/utility_menu_geom_mesh_optimize_tetramesh_t.htm)

[11] Jiyuan Tu, Guan Heng Yeoh, Chaoqun Liu, Yao Tao, *Computational Fluid Dynamics: A Practical Approach, fourth edition*, Butterworth-Heinemann, 2023

[12] Nasser Ashgriz & Javad Mostaghimi, *An Introduction to Computational Fluid Dynamics*, Chapter 20 in *Fluid Flow Handbook*, Department of Mechanical & Industrial Eng. University of Toronto, Ontario

[13] Paul J. LaNasa, E. Loy Upp, *Fluid Flow Measurement (Third edition), A Practical Guide to Accurate Flow Measurement*, 2014, Pages 19-29,  
<https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/reynolds-number>

[14] H K Versteeg and W Malalasekera, *An Introduction to Computational Fluid Dynamics: THE FINITE VOLUME METHOD*, Second Edition.

[15] ANSYS FLUENT 12.0 User's Guide,  
<https://www.afs.enea.it/project/neptunius/docs/fluent/html/th/node373.htm#sec-pbcs>

[16] Manuale di einscan pro, [https://it.manuals.plus/shining-3d/einscan-pro-hd-multifunctional-handheld-3d-scanner-manual#axzz8ISzJ6sty?utm\\_content=cmp-true](https://it.manuals.plus/shining-3d/einscan-pro-hd-multifunctional-handheld-3d-scanner-manual#axzz8ISzJ6sty?utm_content=cmp-true)

[17] Mesh Sensitivity Study for CFD Simulations, <https://www.simscale.com/knowledge-base/mesh-sensitivity-cfd/>

