



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

“Analisi termofluidodinamica di bio-aerosol in relazione alla trasmissione di SARS-CoV-2”

“Thermo-fluid dynamic analysis of bio-aerosol in relation to SARS-CoV-2 transmission”

Relatore:

Prof. **Valerio D'Alessandro**

Tesi di Laurea di:

Federica D'Angelo

A.A.2019/2020

“Analisi termofluidodinamica di bio-aerosol in relazione alla trasmissione di SARS-CoV-2”

Indice

1-Introduzione

2-Elementi di Termofluidodinamica dei sistemi biologici

2.1 Equazione di Navier-Stokes

2.2 Vista Euleriana e Vista Lagrangiana

2.3 Accoppiamento 3D e tracciamento delle particelle lagrangiane

3-Trasmissione aerea di microgocce di saliva infette per via respiratoria

3.1 Safety Distance

3.2 Trasmissione a corto raggio e a lungo raggio

4-Analisi Granulometrica

4.1 Densità di probabilità granulometrica di uno spray umano

4.1.1 Distribuzione Log-Normale

4.1.2 Distribuzione di Nukiyama-Tanasawa

4.1.3 Distribuzione di Rosin-Rammler

4.1.4 PBE

4.2 Granulometria delle particelle di saliva espulse attraverso la tosse

4.2.1 Granulometria delle particelle di saliva

4.2.2 Analisi di variazione granulometrica fra i due sessi

4.2.3 Analisi della formula di Dbouk e Drikakis

5- Modelli sperimentali e numerici per atomizzazione spray in relazione alla trasmissione del Sars-CoV-2

5.1 Implementazione e variazioni nelle considerazioni di Dbouk et al.

5.1.1 RMSE in Matlab della funzione di probabilità di Dbouk et al.

5.1.2 RMSE

5.1.3 Risultati del Root Mean Square Error su Matlab

5.2. Rappresentazione di un bio-aerosol attraverso OpenFOAM e Tecplot360

5.3. Confronto risultato rispetto a Dbouk et al.

6-Conclusione

7-Bibliografia e Sitografia

8-Ringraziamenti

Al mio papà

1-INTRODUZIONE

Nella trattazione seguente verranno illustrate definizioni, teorie, sperimentazioni e spiegazioni, definite da me medesima, con spunti per i miei studi reperiti dal materiale pertinente del mio relatore e da pubblicazioni di altri docenti che ringrazio e che citerò in maniera opportuna.

L'intero lavoro si concentrerà sul dare le basi matematiche, aerodinamiche, termodinamiche e termofluidodinamiche, per arrivare, osservare e comprendere al meglio l'approccio, prettamente ingegneristica, sul movimento di una goccia di saliva biologicamente infetta, con notevole osservanza sulla granulometria e differenziazione di essa fra individui di sesso opposto.

Durante la pandemia del Covid-19 si è riflettuto molto su tutte le restrizioni dello Stato, e mondiali, che sono state imposte durante questo periodo. Ho analizzato quanto, certe restrizioni, potessero essere più efficienti rispetto ad altre, e di come globalmente non fossero unitarie.

Come può essere un virus così ingestibile? È effettivamente il virus ingestibile o tutti i suoi meccanismi di azione e diffusione? Com'è possibile che dei ricercatori di fama mondiale, e l'OMS compresa, non riescano a stipulare teorie precise e concrete per ovviare al problema della diffusione di questa patologia virale?

Tutte queste perplessità sono state l'innescò per avviare questo progetto e la motivazione per capire al meglio i meccanismi della diffusione di un virus, con tutta la difficoltà che c'è dietro essa.

Tutte le restrizioni imposte durante la pandemia del Covid-19 sono state molteplici, molto restrittive, ridondanti e incerte.

Un esempio che possiamo osservare è la cosiddetta "Distanza di Sicurezza" o "Safety Distance" di circa 1-2 metri differente da Stato a Stato sono restrizioni e considerazioni alquanto relative, potenzialmente efficienti, ma senza studiare effettivamente in maniera accurata molteplici casistiche.

La Francia e l'Italia hanno imposto la distanza di sicurezza di 1m fra le persone per "proteggersi" dal virus. In Corea del Sud, nazione spesso citata come esempio da seguire nel contenimento dell'epidemia del SARS-Cov-2, la distanza prescritta è di 2m. Stessa misura è stata presa dagli Stati Uniti, Canada e dal Regno Unito. La Germania si colloca a metà strada e indica 1.5m. Infine secondo l'OMS la giusta distanza da rispettare è di "almeno un metro".

Arrivati a questo punto le domande sorgono spontanee: Chi ha ragione? Quale distanza basta? Quanto può viaggiare questo virus nell'aria? È giusto considerare equo anatomicamente e granulometricamente parlando entrambi i sessi?

Tutti questi dubbi e perplessità saranno alla base del nostro lavoro che metterà come protagonista la goccia di saliva biologicamente infetta e la sua diffusione.

Nel secondo capitolo daremo le basi delle principali formule e principi che governa la meccanica dei solidi e delle strutture, della termodinamica e termofluidodinamica che saranno essenziali per lo sviluppo e la comprensione della fase sperimentale del progetto, stipulato nel quarto capitolo.

Nel terzo capitolo tratteremo al meglio i dubbi posti poc'anzi e capiremo quanto sia complesso definire una singola "Safety Distance" senza definire il moto relativo fra i due corpi, e di come essa varia in relazione a ciò.

Nel quarto capitolo andremo ad esplicitare e confrontare le varie teorie, molteplici, della granulometria inerente allo spray prodotto durante un colpo di tosse.

Nel quinto capitolo andremo in maniera sperimentale ed ingegneristica a descrivere al meglio le differenze granulometriche tra i vari protagonisti moderni in questo campo, la possibile distinzione fra i due sessi e graficare il colpo di tosse, mettendo in risalto la distanza di viaggio delle particelle infette.

2-Elementi di Termofluidodinamica dei sistemi biologici

2.1 Equazioni di Navier-Stokes

In fisica, termofluidodinamica, meccanica dei solidi e delle strutture le equazioni di Navier-Stokes (dal nome Claude-Louis Navier e George Gabriel Stokes) descrivono il moto dei fluidi viscosi delle sostanze.

Queste equazioni di bilancio derivano dalla applicazione della seconda legge di Newton per il movimento dei fluidi, insieme con il presupposto che la pressione nel fluido è la somma di una diffusione viscosa (proporzionale al gradiente di velocità) e una pressione che descrive il flusso viscoso.

Nonostante la loro vasta gamma di usi pratici, non è ancora stato dimostrato se soluzioni sempre esistano in tre dimensioni e, se esistono, possono essere lisce, cioè sono infinitamente derivabile in tutti i punti del dominio.

È uno dei problemi scientifici alla base del millennio attuale.

Le equazioni di Navier-Stokes per fluidi newtoniani incomprimibili sono

$$\begin{aligned} \nabla \cdot \underline{u} &= 0 \\ \frac{\partial \underline{u}}{\partial t} + \underline{u} \cdot \nabla \underline{u} &= -\frac{1}{\rho} \nabla p + \underline{u} \nabla^2 \underline{u} + \underline{g} \end{aligned}$$

Si tratta di un sistema di equazioni alle derivate parziali non lineare.

La sua soluzione analitica si può ottenere per un numero limitato di casi relativamente a flussi laminari (con dei bassi numeri di Reynolds) aventi condizioni iniziali ed al contorno piuttosto semplici.

Per altri casi invece occorre far riferimento a soluzioni numeriche, dove il processo non è banale poiché la soluzione va opportunamente selezionata con misura per evitare possibili instabilità numeriche ed effetti al di fuori del normale. Nei nostri studi utilizzeremo tuttavia la formula di Navier-Stokes per flussi comprimibili, quindi non avremo le limitazioni e la formulazione vista in precedenza.

Ovviamente tutti i fluidi sono in qualche modo comprimibili ($\tau \neq 0$), tuttavia, per i liquidi τ è così piccolo che variazioni di pressione non riescono a provocare variazioni apprezzabili di densità ($\tau \ll 1$) e quindi l'ipotesi di corrente incomprimibile è del tutto corretta.

Nei gas, invece, a seguito di variazioni di pressione si osservano notevoli variazioni di densità che possono avvenire sia a temperatura costante sia ad entropia costante.

$$\tau_{T,s} = \frac{1}{\rho} \left(\frac{d\rho}{dP} \right)_{T,s=\text{cost.}}$$

Per questo motivo definiamo i coefficienti di comprimibilità in un contesto isoterma ($T=\text{cost}$) o isoentropico ($s=\text{cost}$) che insieme al numero di Mach andranno a portare le equazioni viste in precedenza da un contesto di incomprimibile a comprimibile¹.

¹ Dispense di Fluidodinamica, Simon Zuccher.

2.2 Vista Euleriana e Lagrangiana

Nella meccanica del continuo, più precisamente in fluidodinamica, per descrivere il moto di un fluido si possono utilizzare due tipi di coordinate, o due sistemi di riferimento. Non è corretto affermare, in senso assoluto, che una delle due descrizioni del moto sia migliore dell'altra; è invece giusto osservare che ciascuna può essere più efficace in un contesto piuttosto che in un altro.

La descrizione euleriana è più utile per descrivere il campo di moto (le equazioni di Navier-Stokes sono tipicamente espresse in questo sistema di riferimento), invece il riferimento lagrangiano può essere d'aiuto per scrivere equazioni di bilancio di forze su una singola particella.

La caratteristica di invertibilità è di fondamentale importanza nello studio della Meccanica dei continui, poiché rende immediato il passaggio da una configurazione all'altra del corpo, dalla C_D alla C_t e viceversa; ovvero, grazie all'invertibilità della funzione posizione, diventa possibile studiare il continuo ed il suo comportamento cinematico e meccanico, adottando due approcci intercambiabili, ovvero due diversi punti di vista: approccio lagrangiano e approccio euleriano.

- ❖ Approccio Lagrangiano: la descrizione del fenomeno associato al sistema continuo avviene ponendo l'attenzione sui singoli elementi materiali, cioè le particelle del continuo, individuati attraverso la loro etichetta ξk ed inseguiti nel moto.
- ❖ Approccio Euleriano: la descrizione dei fenomeni avviene da un punto specifico dello spazio, nel quale si troverà l'osservatore e per il quale in ogni istante di tempo transiteranno diverse particelle.

Data la generica particella ξ , appartenente alla regione dello spazio C_0 , detta configurazione di riferimento, e la funzione vettoriale che ci fornisce la posizione $\kappa(\xi, t)$ dell'elemento ξ all'istante t , allora la configurazione al tempo t è

$C_t = C(t) = \{x | x = \kappa(\xi, t), \xi \in C_0\}$ e possiamo definire la velocità del punto x come la derivata rispetto a t della posizione $\kappa(\xi, t)$ lasciando costante la ξ (derivata parziale rispetto a t), ovvero

- la velocità lagrangiana $vL = \frac{\partial \kappa}{\partial t}(\xi, t)$, e conseguentemente,

- l'accelerazione lagrangiana $aL = \frac{\partial^2 \kappa}{\partial t^2}(\xi, t)$.

Se fissiamo un punto x dello spazio, per il quale transitano le diverse particelle ξ , e facciamo variare ξ , utilizzando la funzione inversa della funzione posizione con la quale sono a conoscenza del punto x nel quale si trova la particella ξ , l'equazione precedente ci fornisce il campo di velocità $v = v(x, t)$. Tale campo dà la velocità della particella di continuo che all'istante t che occupa la posizione x (essendo tale particella in moto, ci si riferisce ad essa anche come alla particella che transita per il punto x).

Quindi possiamo ricavare la velocità e l'accelerazione in descrizione euleriana

- la velocità euleriana o campo di velocità

$$vE = \dot{x} = dxdt = \frac{\partial \kappa}{\partial t}(\xi, t) = v(x, t);$$

- l'accelerazione euleriana o campo di accelerazione

$$aE = \ddot{x} = dvdt = \frac{\partial^2 \kappa}{\partial t^2}(\xi, t) = a(x, t).$$

In quel che abbiamo fatto sopra, ci siamo riferiti alla descrizione come al campo di velocità del continuo. In altre parole, ci siamo concentrati su ciò che succede nel punto fissato dello spazio x , caratteristico dell'approccio euleriano.

La differenza sostanziale tra velocità (o accelerazione) lagrangiana ed euleriana deriva essenzialmente dalla diversa filosofia di descrizione:

- v_L rappresenta la velocità di una certa particella inseguita nel suo moto, si ottiene quindi derivando la funzione posizione κ nel tempo fissata la particella ξ .
- v_E rappresenta il campo di velocità in un punto fissato dello spazio individuato dal vettore x , si ottiene quindi derivando κ rispetto al tempo al variare della ξ .

Posti davanti ai due approcci, sorge spontaneo domandarsi in quali casi convenga usare una rappresentazione piuttosto che l'altra.

Pensando ad un fluido, data la sua natura non geometrica, l'idea di una configurazione specifica perde di significato; inoltre da un punto di vista pratico, in un fluido in movimento diventa estremamente difficoltoso l'inseguimento delle particelle.

Per questo motivo in fluidodinamica si adotta, solitamente, l'approccio euleriano: fissati alcuni punti dello spazio costituenti il volume di controllo del fluido, si registra in ogni punto x ed in ogni istante t il valore delle grandezze di interesse. Nella descrizione euleriana ha quindi senso calcolare le quantità e le loro variazioni in funzione del tempo, mantenendo fissa nello spazio la posizione dell'osservatore.

Nel nostro contesto sperimentale, invece, andremo a scegliere la vista Lagrangiana, che meglio studia il nostro caso di goccia di fluido che si muove nello spazio, andando non focalizzarci su un determinato volume di controllo ma su una singola particella fluida.

Andremo a studiarne il "cammino" che meglio ne approssima il moto e determinare le equazioni che governano la dinamica del nostro sistema.

2.3 Accoppiamento 3D e tracciamento delle particelle lagrangiane

L'atomizzazione spray è un'applicazione ingegneristica, che impiega una vasta gamma di lunghezze e scale temporali diverse, ampiamente utilizzata nella combustione, produzione di polveri di metallo per la produzione di additivi o negli inalatori.

È un processo molto impegnativo a causa di più fasi, fisica complessa della rottura e una vasta gamma di scale tra strutture grandi e piccole.

La simulazione di questo tipo di flusso è fondamentale per ottenere informazioni dettagliate riguardanti i meccanismi di rottura e prevedere la distribuzione delle dimensioni delle gocce.

Il processo di atomizzazione può essere diviso in due parti: una prima fase di "atomizzazione primaria" e una seconda fase di "rottura secondaria".

Nei nostri trattati ci concentreremo sul, anche detto, break up secondario, o seconda fase.

I metodi della cattura dell'interfaccia e LPT coprono l'intero processo di atomizzazione, e quindi necessaria una combinazione di entrambi per un modello numerico completo.

Un metodo consiste nell'accoppiamento 2D con il conseguente supporto delle caratteristiche relative alla rottura del getto. Gli algoritmi 3D hanno il vantaggio di tracciare e convertire le gocce di liquido in una determinata regione volumetrica, pertanto non è richiesta alcuna conoscenza preliminare alla rottura.

Il metodo LPT tiene traccia del movimento dei pacchi lagrangiani in tutto il dominio computazionale. Ogni pacco rappresenta un certo numero di goccioline con proprietà identiche, come diametro e velocità, e trattate come masse puntiformi non contenenti volume.

Posizione e velocità vengono aggiornate ad ogni passo temporale in base alle equazioni differenziali per traiettoria e momento:

$$\left(\frac{dX_p}{dt}\right) = U_p$$
$$m_p \frac{du_p}{dt} = F_D + F_G$$

con velocità pacchi U_p , posizione X_p , e forze di azione sui pacchi F per resistenza e gravità.

La forza di resistenza ha espressione:

$$F_D = C_D \frac{\pi D_p^2}{8} \rho_g (u_g - u_p) |u_g - u_p|$$

La D_p indica il diametro del pacco, ρ_g per la densità della fase gassosa u_g per la velocità del gas nella posizione del pacco X_p prelevato dal campo di flusso euleriano e coefficiente di resistenza C_D .

$$F_g = m_p g \left(1 - \frac{\rho_g}{\rho_p}\right)$$

Inoltre, l'algoritmo di accoppiamento è il collegamento tra il metodo del volume del fluido per tracciare la superficie libera di un flusso separato bifase con l'approccio euleriano e il tracciamento delle particelle di Lagrange per fluidi dispersi diluiti.

Consiste questo algoritmo in tre fasi: identificare le singole goccioline nel campo della frazione di fase k , calcolare le proprietà corrispondenti e se le goccioline

soddisfano i criteri di trasformazione iniettando pacchetti nel quadro lagrangiano ed eliminare le gocce di liquido corrispondenti dal campo di fase.

Un algoritmo di accoppiamento 3D fra la fase Euleriana e la fase Lagrangiana, è presentato per la libreria CFD open source OpenFOAM.

Nel nostro contesto di studi andremo a dividere in:

1. Carrier Fluid Sistema Euleriano composto da una miscela aria+H₂O e fluido comprimibile.
2. Droplets Sistema Lagrangiano incomprimibile, approssimabile ad uno spray di H₂O

3-Trasmissione aerea di microgocce di saliva infette per via respiratoria

3.1 Safety Distance

Nel giro di pochi mesi, il virus COVID-19 è riuscito a diffondersi in molti paesi del mondo. Precedenti ricerche hanno dimostrato che la diffusione di questo tipo di virus può avvenire efficacemente tramite la saliva, spesso sotto forma di microgoccioline. Quando una persona starnutisce, tossisce o espira, emette piccole goccioline, spesso troppo piccole per essere viste ad occhio nudo, ma viralmente attive. Le persone che si trovano a contatto con persone positive al Covid possono essere infettate in diversi modi, inalando queste goccioline o prendendo queste goccioline sulle loro mani e quindi toccandosi il viso.

L'alto tasso di viralità ha causato, durante il COVID-19, quella che è stata per legge una "distanza sociale" di almeno 1,5m tra le persone. Questo intervallo di spazio è stato, ritenuto da esperti, efficace contro la propagazione aerea del virus, poiché si è presupposto che le goccioline durante la loro propagazione cadessero ed/o evaporassero prima dell'intervallo prestabilito.

Molti ricercatori di ingegneria civile, fisica delle costruzioni e l'ingegneria del vento, termofluidodinamica e meccanica, studiarono la trasmissione di malattie come la SARS (Sindrome Respiratoria Acuta Grave) proveniente da goccioline di liquidi nell'aria molto prima della comparsa del virus protagonista del 2020. Affermarono attraverso studi risalenti al 2004/2005 che le goccioline di liquido su micro-scala potessero fungere da portatori di SARS nell'aria quando rilasciate da una persona infetta respirando, tossendo o starnutendo.

Il Dtt.Zhu (2006) iniziò uno studio incentrato sulle caratteristiche del trasporto delle goccioline di tosse in un ambiente interno calmo. Scoprì, per i soggetti studiati e durante ogni singola tosse, che più di 6,7 mg di saliva furono espulsi a velocità fino a 22 m / s durante ogni singola tosse e che le goccioline di saliva potessero viaggiare oltre i 2 m. Altri dati sperimentali fecero notare che il movimento di goccioline di dimensioni di circa 30 μm erano vincolate principalmente dai modelli di flussi d'aria interni piuttosto che dalla gravità, a causa delle loro piccole dimensioni. Goccioline da 50–200 μm caddero mentre il campo di flusso si indeboliva e goccioline più grandi di 300 μm furono più influenzati dall'inerzia che dalla gravità e non caddero così rapidamente.

Nel 2018, inoltre, ricercatori come Ai e Melikov esaminarono gli studi sulla diffusione nell'aria di nuclei di goccioline espiratorie tra ambienti interni.

Arrivarono alla conclusione che la diffusione dei nuclei era di facile trattazione in condizioni di stato stazionario e con simulazioni di fluidodinamica computazionale (CFD) attraverso le RANS² allo stato stazionario. Capirono che i protagonisti delle ricerche future in questo campo dovevano essere concentrate attraverso tre aree specifiche: l'importanza della direzione dei modelli di flusso d'aria indoor, la dinamica della trasmissione aerea e l'applicazione delle simulazioni CFD.

Tutti gli studi inerenti alla distanza ideale per evitare l'infezione venivano attuati in uno scenario tale che i soggetti in esame fossero fermi, e studiati a una distanza che non potesse variare durante l'intervallo di osservazione.

Se due soggetti sono in moto relativo tra loro, è sempre 1,5m la "safety distance"?

Le micro-goccioline hanno un'inerzia molto ridotta e quando due persone camminano o corrono l'una nelle vicinanze dell'altra, anche a una distanza di 1,5

² Reynolds Averaged Navier-Stokes equations

m, a causa dei modelli di flusso d'aria e dei movimenti delle persone, queste micro-goccioline potrebbero essere trasferite dalla persona A alla persona B a causa dei modelli di flusso d'aria generati dal movimento delle persone. Nessun studio precedente si era concentrato sulla potenziale diffusione di goccioline da una persona all'altra quando entrambi si muovono velocemente, come camminare veloce o eseguire esercizi all'aperto.

Più specificamente, l'obiettivo di questo studio era indagare fino a che punto la distanza di 1,5 m doveva essere regolata per fornire un livello simile di "non esposizione" alle goccioline dalla bocca della persona A alla faccia della persona B come nel caso con 1,5 m tra due persone ferme e che parlano tra loro.

Si fecero vari esperimenti attraverso la Simulazione Fluidodinamica Computazionale.

1. All'ingresso era stata imposta una velocità uniforme di 4 m/s, che rappresenta una velocità di marcia di 14,4 km/h. Si presumeva che non vi fosse vento trasversale, vento contrario e vento di coda. L'intensità della turbolenza in ingresso doveva essere impostata allo 0,5%. Le RANS sono state risolte accoppiandole con lo Shear Stress Transport (SST), attraverso l'aiuto del modello k- ω di Menter (1994). Le simulazioni sono state eseguite per un totale di 5000 passi temporali pseudo-transitori e la media dei risultati è stata eseguita per gli ultimi 4000 passi temporali. I test hanno confermato che il numero totale di 5000 era sufficiente per ottenere risultati stazionari. I due studi di validazione supportano le simulazioni del flusso d'aria e della dispersione di goccioline attorno ai due camminatori/corridori. Sono state prese in considerazione diverse configurazioni di deambulatori/corridori: fianco a fianco a una distanza di 1 m, in linea a distanze di 1,5 m, 3 m e oltre a passi di 1,5 m, e sfalsati a una distanza laterale di 1 m, una distanza nella direzione di movimento di 1,5 m, 3 m e oltre, a passi di 1,5 m. È stata presa in

considerazione anche una configurazione di riferimento con due persone ferme a 1,5 m di "distanza sociale standard". Le simulazioni CFD sono state nuovamente eseguite a fondo scala. Il conteggio totale delle cellule era di circa 9×10^6 le cellule del paziente infetto che potevano infettare il compagno sano. La velocità di ingresso rappresentava la velocità di marcia / corsa ed era impostata a 1,11 m / s (= 4 km / h) per camminare (veloce) e 4 m / s (=14,4 km / h) per correre. Non c'era vento contrario, vento di coda o vento trasversale. La velocità di espirazione era di 2,5 m / s rispetto al movimento del deambulatore / corridore, che rappresentava una respirazione moderatamente profonda. I risultati sono presentati sotto forma di grafici e in modalità binaria (indipendentemente dal fatto che le goccioline raggiungano o meno la seconda persona). In figura, si può notare la "scia" di diffusione delle goccioline quando si corre ad una

2. velocità di 14,4 km / h quando i soggetti sotto esame corrono uno dietro l'altro, fianco a fianco, in una disposizione sfalsata.

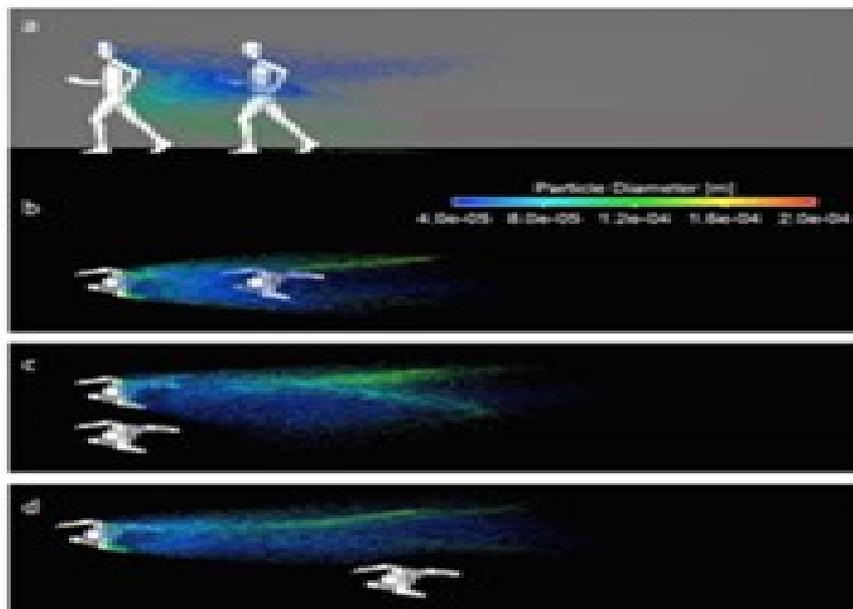


Figura 1 Rappresentazione della diffusione di goccioline quando si corre a 14,4 km/h: in a, b uno dietro l'altro, c fianco a fianco e d in disposizione sfalsata. (From B. Blocken et al).

Le simulazioni presentate insieme a tutte le simulazioni sperimentalmente eseguite portano alla conclusione che per le geometrie dei corridori, le velocità di marcia / corsa, l'assenza di vento esterno e la velocità di espirazione e lo spettro di goccioline inclusi in queste simulazioni, la più grande esposizione alle goccioline si verifica sistematicamente quando il corridore finale è posizionato nella scia del corridore principale. Minore è la distanza tra i corridori, maggiore è la frazione di goccioline a cui è esposto il corridore finale. Analizzando i risultati di tutte le simulazioni, la conclusione principale è che si verifica una sostanziale esposizione delle goccioline quando il corridore di trascinamento è posizionato nella scia del

corridore principale, fino a una distanza tra i due che dipende dalla velocità di marcia.

Per camminare a 4 km / h a una distanza di circa 5 m non porta goccioline che raggiungono la parte superiore del busto del corridore finale. Per correre a 14,4 km / h questa distanza è di circa 10 m. Ciò implica che se si presume che 1,5 m sia una distanza sociale da mantenere per due persone ferme, questo valore dovrebbe essere aumentato a 5 m o 10 m per una camminata veloce e una corsa. Lo studio è soggetto a una serie di limitazioni che daranno luogo a ulteriori lavori. Ulteriori lavori prenderanno in considerazione l'effetto del vento frontale, del vento di coda e del vento trasversale. Il vento esterno aumenterà anche l'intensità della turbolenza e potrebbe causare una più forte miscelazione delle goccioline nella scogliera, e potenzialmente consentirebbe anche a una piccola frazione di gocciolare di sfuggire alla scia. Ulteriori lavori possono anche considerare camminatori e corridori a velocità diverse che si sorpassano e che i corridori si incrociano.

I risultati indicano che la più grande esposizione della persona in coda alle goccioline per camminare e correre si ottiene quando questa persona è in linea e con la persona guida e posizionata nella scia di questa persona. L'esposizione aumenta al diminuire della distanza tra la persona che guida e quella che trascina. Ciò suggerisce che evitare una sostanziale esposizione delle goccioline nelle condizioni di questo studio può essere ottenuto mediante una delle due azioni: o evitando di camminare o correre nella scia della persona principale o mantenendo distanze sociali più grandi, dove le distanze aumentano con il camminare o velocità di marcia. In assenza di vento contrario, vento di coda e vento trasversale, per camminare velocemente a 4 km / h questa distanza è di circa 5 m, per correre a 14,4 km / h questa distanza è di circa 10 m.

3.2 Trasmissione aerea a corto raggio e lungo raggio tra due persone

Nel dipartimento di ingegneria meccanica di Hong Kong la "distanza sociale" già citata in precedenza, del valore di 1.5m, viene utilizzata come parametro per la distinzione in due casistiche per cui le microgocce contenenti materiale biologicamente infetto può propagarsi, vale a dire le modalità a corto raggio e la rotta aerea a lungo raggio.

La comparsa di infezione da stretta vicinanza per molte malattie respiratorie è spesso studiata attraverso prove di grandi goccioline e / o trasmissione a contatto ravvicinato.

Essi hanno esplorato l'esposizione interpersonale di goccioline espirate e nuclei di goccioline di due manichini termici in piedi influenzati dalla distanza, umidità, ventilazione e modalità di respirazione. Nell'ambito delle specifiche condizioni studiate, hanno riscontrato un sostanziale aumento dell'esposizione per via aerea

ai nuclei di goccioline espirati dal manichino sorgente quando un manichino sensibile si trova a circa 1,5 m dal manichino sorgente, indicato come effetto di prossimità. La soglia della distanza di circa 1,5 distingue i due processi di trasmissione di base di goccioline e nuclei di goccioline, vale a dire le modalità a corto raggio e la rotta aerea a lungo raggio.

Le modalità a corto raggio comprendono sia la rotta convenzionale a grande portata che la trasmissione aerodinamica a corto raggio appena definita, rivelando che la trasmissione verificata nelle immediate vicinanze del paziente comprende sia rotte trasportate da goccioline (gocciolina grande) che rotte aeree a corto raggio, oltre alla deposizione diretta di grandi goccioline su altre superfici del corpo.

I meccanismi delle rotte aeree a goccia e a corto raggio sono diversi; anche i loro metodi di controllo efficaci differiscono. Né le attuali precauzioni delle goccioline né la ventilazione a diluizione impediscono la trasmissione aerea a corto raggio, quindi sono necessari nuovi metodi di controllo.

Esistono notevoli incertezze riguardo all'importanza relativa delle trasmissioni aeree, di grandi goccioline e di contatto dei virus respiratori.

Questo probabilmente spiega perché alcune delle principali autorità abbiano formulato raccomandazioni contraddittorie sui metodi di intervento per influenza, SARS e altre malattie respiratorie.

Ad esempio, durante le epidemie di influenza H1N1 del 2009, l'OMS (2009) ha raccomandato l'uso di maschere chirurgiche a bassa efficienza di filtrazione da parte degli operatori sanitari, ma la National Academy of Sciences (2009) degli Stati Uniti ha raccomandato l'uso di N95 ad alta efficienza di filtrazione respiratori. Vi è anche un notevole disaccordo tra teoria ed esperienze empiriche nella comunità medica in merito alle vie di trasmissione di alcune infezioni respiratorie come l'influenza.

La definizione generalmente accettata di infezione nell'aria è il passaggio di microrganismi da un paziente di origine a un individuo sensibile attraverso goccioline fini o nuclei di goccioline ($<5 \mu\text{m}$ di diametro), con conseguente infezione e conseguente malattia.

L'infezione da goccioline si verifica attraverso goccioline di grandi dimensioni ($\geq 5 \mu\text{m}$), che vengono spinte e depositate direttamente sulla mucosa nasale o orale del soggetto sensibile. Si osserva che l'infezione respiratoria si verifica principalmente in prossimità del paziente di origine.

La trasmissione osservata della malattia tra persone separate da più di 2 m è spesso usata come prova per la trasmissione aerea.

D'altro canto, uno studio di modellizzazione di Atkinson e Wein (2008) ha suggerito che la trasmissione di goccioline fini o nuclei di goccioline (diametro $<5 \mu\text{m}$) era la modalità dominante per l'influenza, mentre Nicas e Jones (2009) hanno scoperto che è importante quanto il contatto con le mani e la chiusura contatto. Tale disaccordo deve ancora essere affrontato in modo convincente.

Attraverso la sperimentazione fatta ad Hong Kong con flussi d'aria, nonché la dispersione e l'evaporazione delle goccioline espirate nella stessa sala test sono stati simulati anche dalla fluidodinamica computazionale (simulazione CFD).

Sono stati costruiti due manichini informatici per rappresentare la fonte e gli individui sensibili e studiarne meglio le varie casistiche.

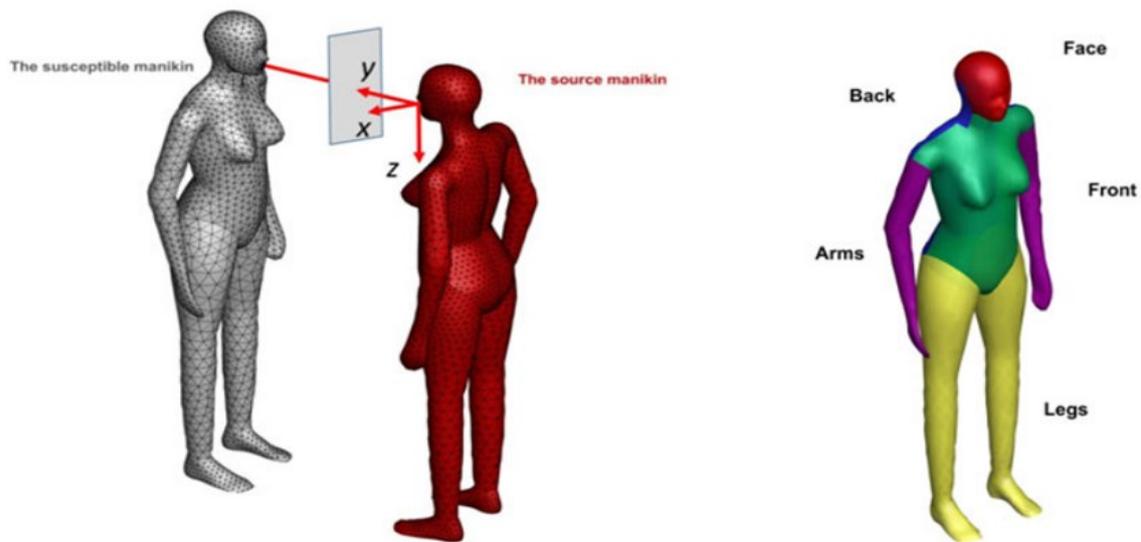


Figura 2 Due manichini 3D a grandezza naturale utilizzati nelle analisi CFD. Viene mostrata anche una coordinata cartesiana con la bocca del manichino sorgente come origine per lo studio della dispersione di goccioline. (From Short-range airborne transmission of expiratory droplets between two people, Li Liu et al.)

I loro esperimenti mostrano che l'esposizione è molto elevata a una distanza ravvicinata (entro il primo metro) e diminuisce rapidamente ai dati medi della stanza quando la distanza aumenta a 1 m. L'esposizione diretta ha avuto luogo nella maggior parte delle situazioni entro 1 m. Ci riferiamo a questo come l'esposizione aerea a corto raggio.

Alla distanza più vicina che hanno studiato (0,5 m), goccioline espirate e nuclei di goccioline (gas tracciante come surrogato nel nostro studio) penetrano sia nel getto di espirazione che nel pennacchio termico del manichino suscettibile.

Il manichino sensibile è direttamente esposto alle goccioline e ai nuclei delle goccioline espirati dal paziente indice. A 0,8 m, goccioline e nuclei di goccioline viaggiano verso l'alto attraverso l'individuo sensibile. L'esposizione dell'individuo sensibile è inferiore rispetto a quando la distanza è di 0,5 m.

Quattro casi simulati con la respirazione orale sono inclusi nella figura precedente per il confronto.

I dati di simulazione rivelano che lo stesso schema di esposizione aerea è elevato quando due manichini si avvicinano e diminuisce man mano che si allontanano.

Si noti che l'esposizione prevista dalle simulazioni CFD era inferiore a quella misurata nella sala prove su larga scala a una distanza di separazione di 0,5 m e 1,0m.

Esiste un rischio elevato di esposizione diretta quando la distanza tra due manichini è inferiore a 1m.

Entro 1 m, l'esposizione diminuisce drasticamente all'aumentare della distanza tra i due manichini. Sembra che la transizione dalla trasmissione a contatto ravvicinato all'aria a lungo raggio avvenga da 1 a 1,5 m tra due manichini. Oltre 1,5 m, l'indice di esposizione scende al di sotto dell'unità, quindi 1,5 m è definito come il valore di soglia nel nostro studio.

La respirazione attraverso la bocca o il naso genera diverse esposizioni a distanza ravvicinata.

Inoltre, un altro fattore importante, non trascurabile è l'impatto dell'umidità relativa che influenza l'evaporazione delle goccioline.

Quando l'umidità relativa ambientale era del 35%, la dispersione di goccioline e nuclei di goccioline era totalmente distinta dalla dispersione con un'umidità relativa del 95%, come illustrato in figura.

Le traiettorie medie per le goccioline con un iniziale le dimensioni di 1,25 e 50 μm erano quasi le stesse.

Per le goccioline con una dimensione iniziale di 100 micron, la dimensione del nucleo delle goccioline con un'umidità relativa del 95% era 1,5 volte quella con un'umidità relativa del 35%.

Ci vogliono più di 100 secondi per far evaporare una goccia con un diametro iniziale di 100 micron ad un'umidità relativa del 95%, mentre meno di 2 secondi al 35%.

Pertanto, la composizione delle goccioline e l'umidità ambientale devono essere annotate prima di definire la dimensione della soglia per "goccioline di grandi dimensioni".

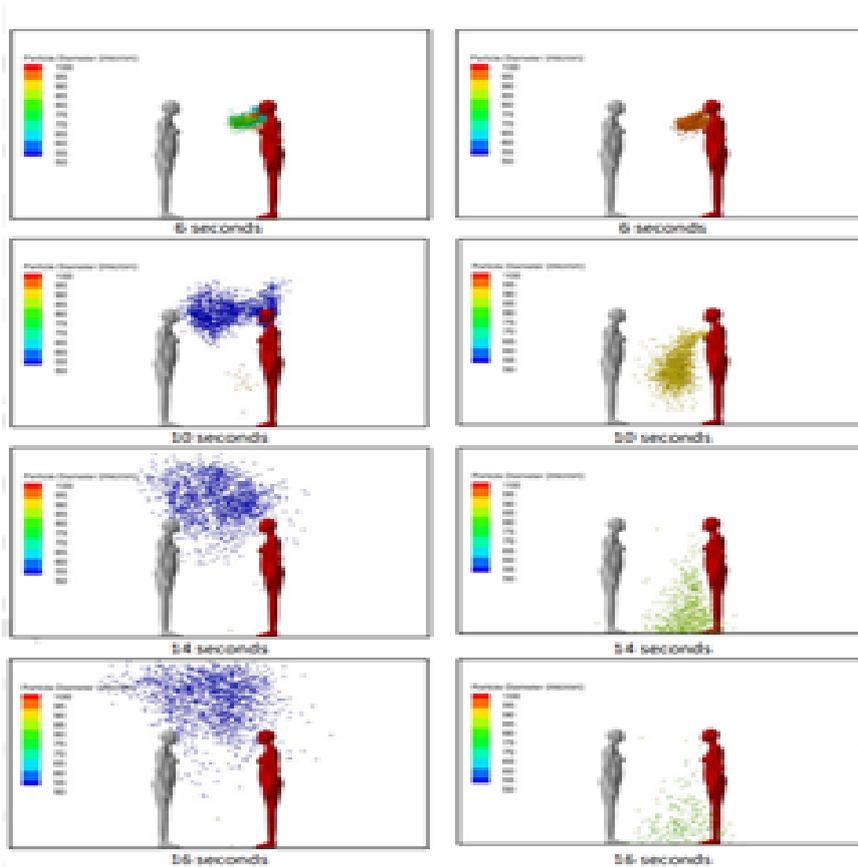


Figura 3 Dispersione simulata al computer di goccioline espiratorie di grandi dimensioni (dimensione iniziale, 100 μm di diametro) a causa della normale respirazione in una stanza ventilata di miscelazione con umidità relativa (35% a sinistra e 95% a destra) (From Li Liu et al.).

4-Analisi Granulometrica

4.1.1 Densità di probabilità granulometrica di uno spray umano

La disintegrazione di un getto liquido è un processo stocastico, che dà luogo ad un insieme di gocce che hanno dimensioni che variano in un intervallo, che può essere più o meno largo, in dipendenza dell'atomizzatore utilizzato.

Le dimensioni delle gocce sono pertanto individuate per mezzo di una funzione densità di probabilità delle dimensioni $P(D)$ dove è la probabilità che una goccia abbia dimensione D .

A partire da tale densità è possibile definire anche una funzione di distribuzione delle dimensioni

$$P(D) = \int_0^D p(x)dx$$

Nella pratica, però, si tende a ricondurre tale funzione di distribuzione a delle forme canoniche predefinite. Data la enorme varietà di possibili forme che la $P(D)$ può avere dipendenza dell'atomizzatore utilizzato e delle caratteristiche fisiche del liquido, quindi non è possibile individuare una sola distribuzione (o una classe di distribuzioni) che possa avere un impiego generale nella caratterizzazione degli spray. Per tale motivo varie classi di funzioni di distribuzioni sono utilizzate, e quella più adatta a descrivere il particolare spray considerato varia di volta in volta. Nel seguito riportiamo le funzioni di distribuzione più comunemente utilizzate.

4.1.2 Distribuzione Log-Normale

Basata sulla Legge di Gauss e con deviazione standard e valor medio (dei diametri delle gocce in μm) di circa, rispettivamente, 50 e 10.

Poi abbiamo varianti attraverso la Distribuzione Log-Normale:

Essa risulta spesso più efficiente di quella normale per rappresentare la distribuzione delle dimensioni di spray pratici (dove la legge di Gauss è variata attraverso logaritmi alla distribuzione delle gocce al numeratore dell'exp e poi D che moltiplica la deviazione standard geometrica e la radice di 2π).

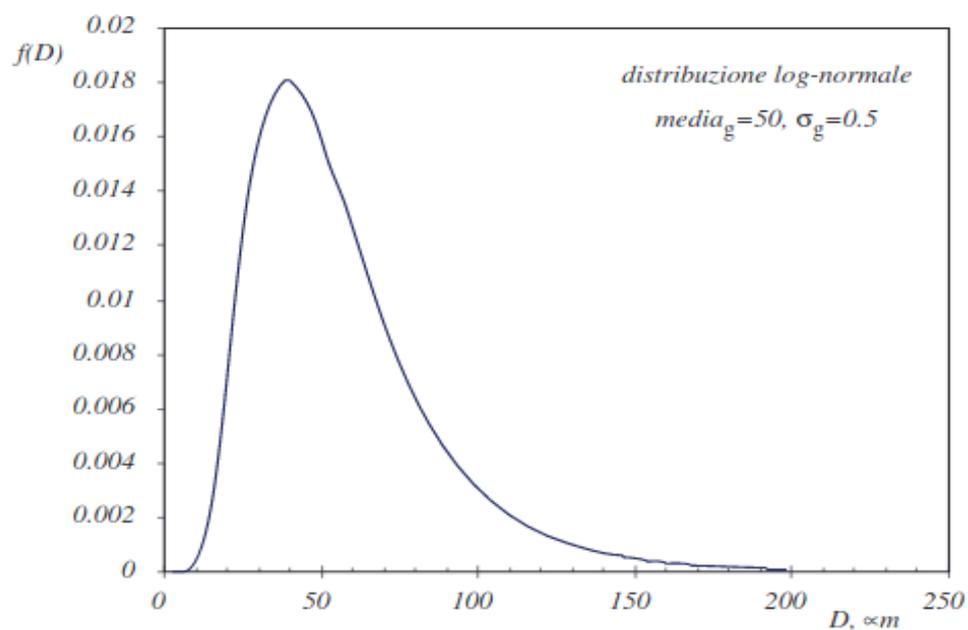


Figura 4 Andamento della Distribuzione Log-Normale

4.1.3 Distribuzione di Nukiyama-Tanasawa

Essa può essere utilizzata per rappresentare molti casi pratici.

L'espressione analitica di questa distribuzione è:

$$f(D) = aD^p e^{-(bq)^q}$$

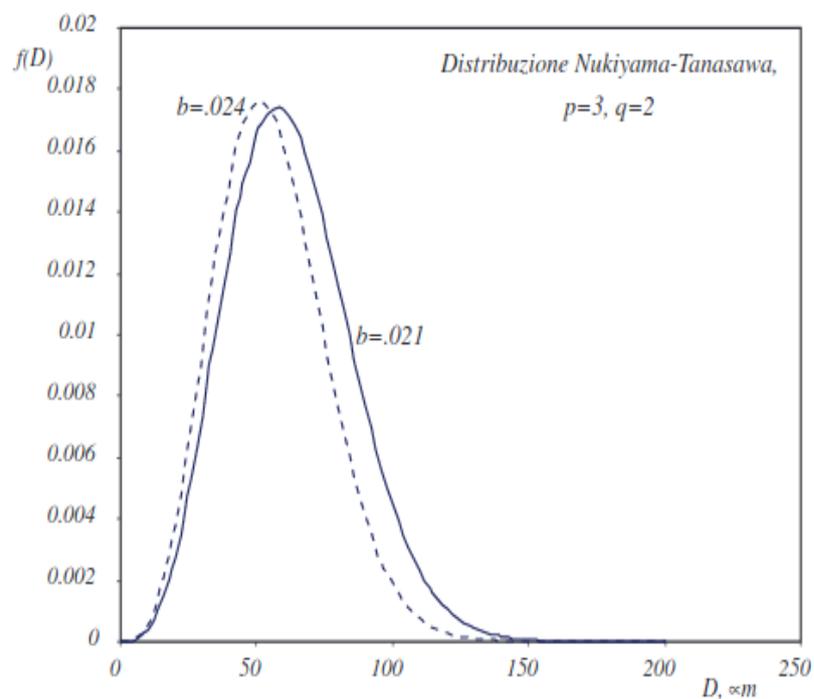


Figura 5 Andamento della Distribuzione Nukiyama-Tanasawa

La costante di normalizzazione a è data da:

$$\frac{qb^{p+1}}{\Gamma\left(\frac{p+1}{q}\right)}$$

Più precisamente questa distribuzione è rappresentativa di una classe di distribuzione al variare del valore dei due parametri p e q . Nella *figura 5*, si riporta

la distribuzione di Nukiyama-Tanasawa per $p=3$ e $q=2$ e due valori di b . Si può osservare come il valore di b determini il valore medio della distribuzione.

4.1.4 Distribuzione di Rosin-Rammler

Nella probabilità, la distribuzione di Rosin-Rammler (o Weibull)

è una distribuzione di probabilità continua definita sui numeri reali positivi.

Essa viene descritta attraverso due parametri fondamentali che sono λ , parametro di scala parametro di forma.

La funzione di densità di probabilità viene descritta dai 3 parametri sopra citati, e la nostra incognita x .

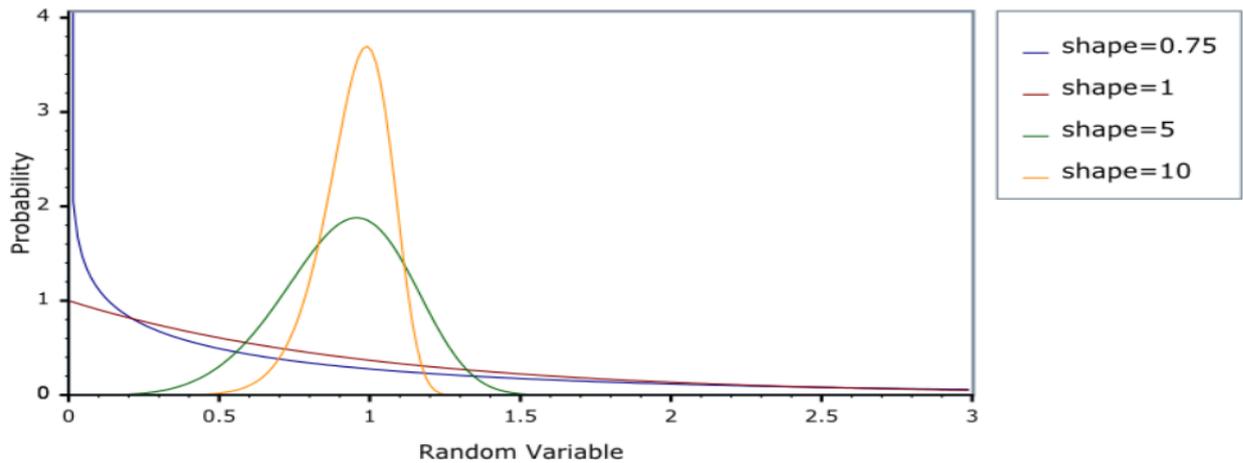
Per valori positivi o pari a zero dell'incognita avremo una determinata equazione in funzione dei tre parametri fondamentali, per valori negativi la funzione sarà nulla.

$$f(x; \lambda; k) = \frac{k}{\lambda} \left(\frac{x}{\lambda}\right)^{k-1} e^{-\left(\frac{x}{\lambda}\right)^k} \text{ per } x \geq 0$$

$$f(x; \lambda; k) = 0 \text{ per } x < 0$$

La funzione di Rosin-Rammler varia graficamente e in maniera descrittiva, in funzione dei parametri.

Figura 6 Variazione della distribuzione di probabilità di Weibull in base al parametro k con $n=1$ (da implementazione C++)



La distribuzione ci consente un'interpolazione tra la distribuzione esponenziale data per $k=1$, e la distribuzione di Rayleigh per la $k=2$.

4.1.3 PBE

Con la sigla PBE vengono chiamate quelle che sono equazioni di bilancio della popolazione. Esse sono state introdotte in diversi rami dell'ingegneria.

Tale sistema di equazioni differenziali integro-parziali forniscono il comportamento del campo medio di una popolazione di particelle dall'analisi del comportamento di una singola particella in condizioni locali.

Esistono poi sistemi particolati, caratterizzati dalla nascita e morte di particelle. Ad esempio, si consideri il processo di precipitazione (formazione di solido dalla soluzione liquida) che ha i sotto processi nucleazione, agglomerazione, rottura, ecc., che si traducono nell'aumento o nella diminuzione del numero di particelle di un raggio particolare (assumendo la formazione di particelle sferiche).

L'equilibrio della popolazione non è altro che un equilibrio sul numero di particelle di un particolare stato (in questo esempio, la dimensione).

La formula del Population Balance Equation ha in sé il numero medio di particelle denotate da un vettore di stato particellare (x, r) (dove x corrisponde a proprietà particellari come dimensione, densità, ecc. Note anche come coordinate interne e, r corrisponde alla posizione spaziale o coordinate esterne) disperso in una fase continua definita da un vettore di fase $Y(r, t)$ (che è di nuovo una funzione di tutti questi vettori che denotano le proprietà di fase in varie posizioni) è indicato con $f(x, r, t)$. Quindi fornisce le caratteristiche delle particelle nei domini delle proprietà e dello spazio. Sia $h(x, r, Y, t)$ il tasso di nascita delle particelle per unità di volume dello spazio degli stati delle particelle, quindi la conservazione del numero può essere scritta come

$$\frac{d}{dt} \int_{\Omega_x(t)} dV_x \int_{\Omega_r(t)} dV_r f(x, r, t) = \int_{\Omega_x(t)} dV_x \int_{\Omega_r(t)} dV_r h(x, r, Y, t) \quad ^3$$

³ Fonte "Population balance equation" JSTOR (November 2008)

4.2 Granulometria di particelle di saliva espulsa attraverso la tosse

4.2.1 Granulometria delle particelle di saliva

La granulometria di nostro interesse va a identificare la dimensione delle particelle che identificano lo spray dettato da un colpo di tosse, e poter così classificare e studiare al meglio i processi aero-fluidodinamici che meglio regolano l'andamento della tosse nello spazio.

Quando analizziamo la nube di saliva infetta prodotta da un essere umano che ha contratto una malattia infettiva virale, andiamo a distinguere la granulometria secondo la casistica del contagio a corto o lungo raggio.

Secondo vari studi di Raymond Tellier et al. le particelle che si vanno a produrre dalla fuoriuscita conseguente alla tosse si devono distinguere in piccole particelle, medie e grandi particelle con grandezze, rispettivamente, $<10 \mu\text{m}$, $10\text{-}20 \mu\text{m}$, e $>20 \mu\text{m}$.

Le piccole particelle riescono a trasmettere sia a breve e lungo raggio, invece quelle grandi di diametro seguono, nel lor moto spaziale, un andamento pressoché balistico (risentono notevolmente della gravità) e quindi caratterizzano solo il corto raggio non potendo seguire le linee di flusso.

Le particelle intermedie, quindi tra i $10\text{-}20 \mu\text{m}$ avranno proprietà intermedie.

Quindi da tali distinzioni, andiamo conseguentemente ad intuire come pazienti infetti possano, attraverso colpi di tosse o starnuti, espellere e rilasciare in aria particelle di varie dimensioni, e protagoniste a seconda dei diametri, di trasmissione a corto e lungo raggio.

Altri studi granulometrici sono stati svolti da un'equipe di medici, nel dipartimento di Epidemiologia e Infezioni dell'università di Cambridge.

I dottori di Cambridge hanno presupposto che il tempo necessario per la scomparsa nell'aria del 90% dei nuclei di goccioline portatrici di batteri variava dai 30 ai 60 minuti, i nuclei più grandi di 8 μm scomparivano intorno i 20 min. I nuclei più piccoli, dove pochi di essi contenevano carica virale, rimasero in volo per periodi molto più lunghi quantificabili in certe occasioni oltre le 30 ore.

Anche la ricercatrice Elisabeth L. Anderson, insieme alla sua squadra, ripresero le distinzioni granulometriche attuate da Tellier et al. e lo ampliò per la descrizione granulometrica, conseguentemente termofluidodinamica del SARS-CoV-2. Ripresero i presupposti studiati per la SARS-CoV-1 (Tang et al., 2006) dove particelle fra 1-3 μm rimase sospeso nell'aria per tempo quasi indefinito, per 10 μm circa 17 minuti, 20 μm intorno a 4 minuti e 100 μm circa 10 secondi per cadere a terra.

Inoltre, conclusero dicendo che le piccole goccioline, in particolar modo quelle con un diametro inferiore a 5 μm potevano penetrare le vie aeree fino agli spazi alveolari con maggiore capacità di replicarsi e maggiore potenziale infettivo. Le grandi goccioline, descrivendo una traiettoria più balistica, erano troppo grandi per seguire l'inalazione del flusso d'aria ottimale.

4.2.2 Analisi di variazione granulometrica fra i due sessi

Tra i vari pubblicati letti nell'ambito granulometrico, ho notato una differenza non trascurabile, osservato nei vari esperimenti, fra le dimensioni di goccioline che vengono prodotte in un uomo e in una donna dovute, all'atto del tossire.

Andando più nello specifico, ho ritenuto importante analizzare i vari pubblicati e dati da essi reperiti, che citerò prossimamente, di cui mettono alla luce variazioni significative tra i due sessi, e opportunamente graficati.

In un pubblicato di Xie et al.⁴, pilastri degli studi granulometrici, viene messo in evidenza quante goccioline vengono espulse da una persona sana durante il normale atto di parlare o tossire.

I loro studi sono stati condotti per determinare il numero e la dimensione delle goccioline respiratorie. Per lo studio granulometrico, ai vari soggetti in esame è stato chiesto di parlare e tossire in una piccola camera. Grandi goccioline prodotte sono state recuperate al microscopio dai vetrini posti all'interno della camera mediante il metodo dell'impatto e della sedimentazione. La concentrazione di piccole goccioline è stata monitorata da un rilevatore di polvere portatile con il metodo del campionamento dell'aria.

Sono stati analizzati⁵ tre soggetti maschili e quattro soggetti femminili, che hanno partecipato alle misurazioni delle dimensioni delle goccioline, di cui tre soggetti maschi e due soggetti femmine erano tutti adulti sani di lingua cinese. Per ogni esperimento di tosse, ai soggetti è stato chiesto loro di tossire 20 volte.

Per tutti gli esperimenti sulla tosse, il 2,5% delle goccioline era inferiore a 20 μm 1,4 % era < 10 μm . Solo il 20% delle goccioline era inferiore a 50 μm e 64 % delle goccioline inferiori a 100 μm . In qualche raro caso si è arrivati a misurare goccioline grandi anche 500 μm . Il diametro più comune era compreso tra 35 e 100 μm , circa il 7% delle goccioline era inferiore a 50 μm e più del 30 % delle goccioline nella gamma di dimensioni 50-75 μm .

⁴ Xie X., Li Y., Sun H., Li L., Exhaled droplets due to talking and coughing, University of Hong Kong, 2009.

⁵ Oltre all'analizzare granulometricamente la tosse, hanno effettuato nello stesso pubblicato anche esperimenti inerenti al parlare con o senza coloranti alimentari, che non citeremo perché non di interesse al nostro studio attuale.

SIZE RANGE (μm)	M1	M2	M3	F1	% droplets(Coughing 20 times)
0-5	0	0	0	0	0
5-10	0	44	0	0	1.4
10-15	0	7	0	7	0.4
15-20	7	15	0	0	0.7
20-25	0	0	0	0	0
25-30	7	44	36	21	3.4
30-35	7	28	0	14	1.5
35-40	7	85	0	14	3.3
40-45	42	71	28	50	6.0
50-75	7	50	14	21	22.3
75-100	218	281	57	158	22.0
100-150	253	180	100	172	18.7
150-200	145	43	7	28	7.0
200-250	66	13	8	21	3.4
250-300	17	0		0	0.5
300-350	58	20		13	2.8
350-400	7	0			0.2
400-450	17	0			0.5
450-500	10	0			0.3
500-1000	69	8			2.4
1000-1500	7				0.2

Tabella 1 Numero totale stimato di goccioline in diversi intervalli di diametro emesse durante la tosse nei nostri quattro soggetti (M maschile / F femminile)

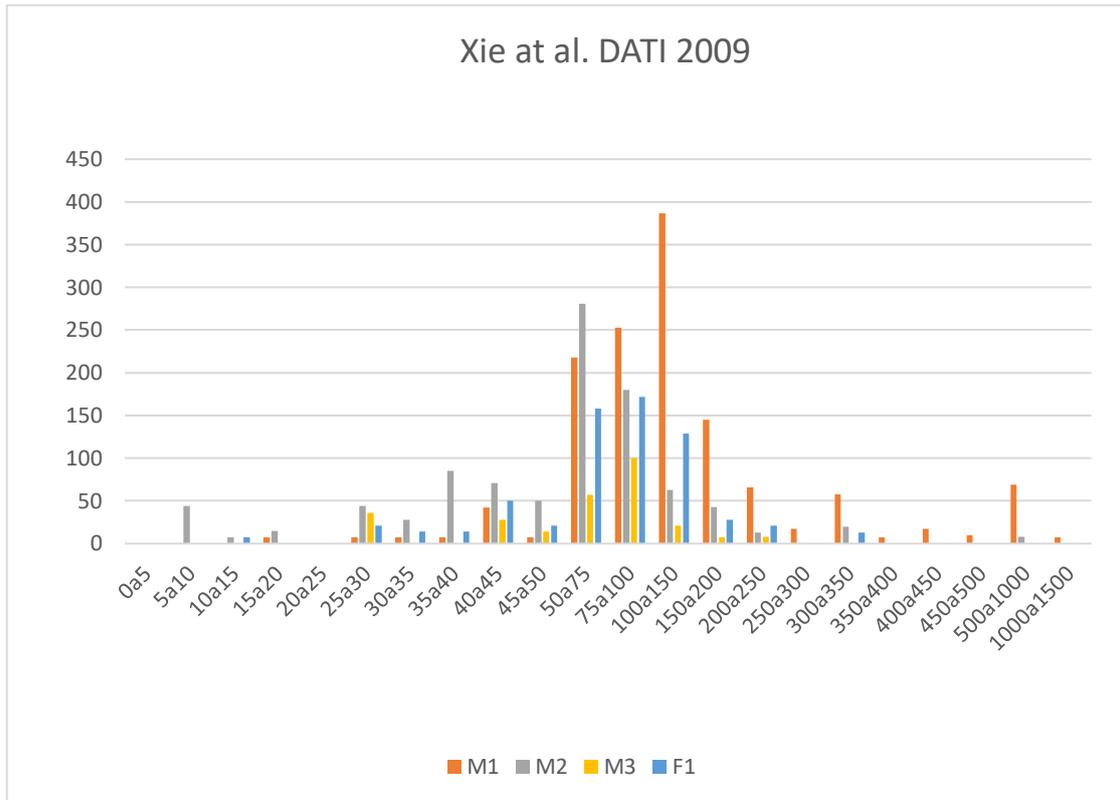


Grafico 1 Istogramma a colonne raggruppate (effettuato in Excel) attraverso i dati di Xie et al.

Attraverso il grafico 1 e i dati forniti, possiamo ricavare informazioni inerenti alle dimensioni confrontate fra i tre soggetti maschili e il soggetto femminile.

La maggior distribuzione granulometrica per i tre soggetti maschili varia considerevolmente, ricade circa nell'intervallo dei 100-150 µm per M1, sui 50-75 µm per M2, mentre PER M3 E F1 è sui 75-100 µm. Inoltre, nell'istogramma oltre i 300-350 µm non c'è più presenza di particelle per F1.

Per effettuare conclusioni però bisognerebbe avere maggior numero di soggetti, soprattutto femminili.

Con l'ultima colonna, si va ad analizzare la percentuale totale nel range di diametri considerando tutti i partecipanti senza distinzione di sesso.

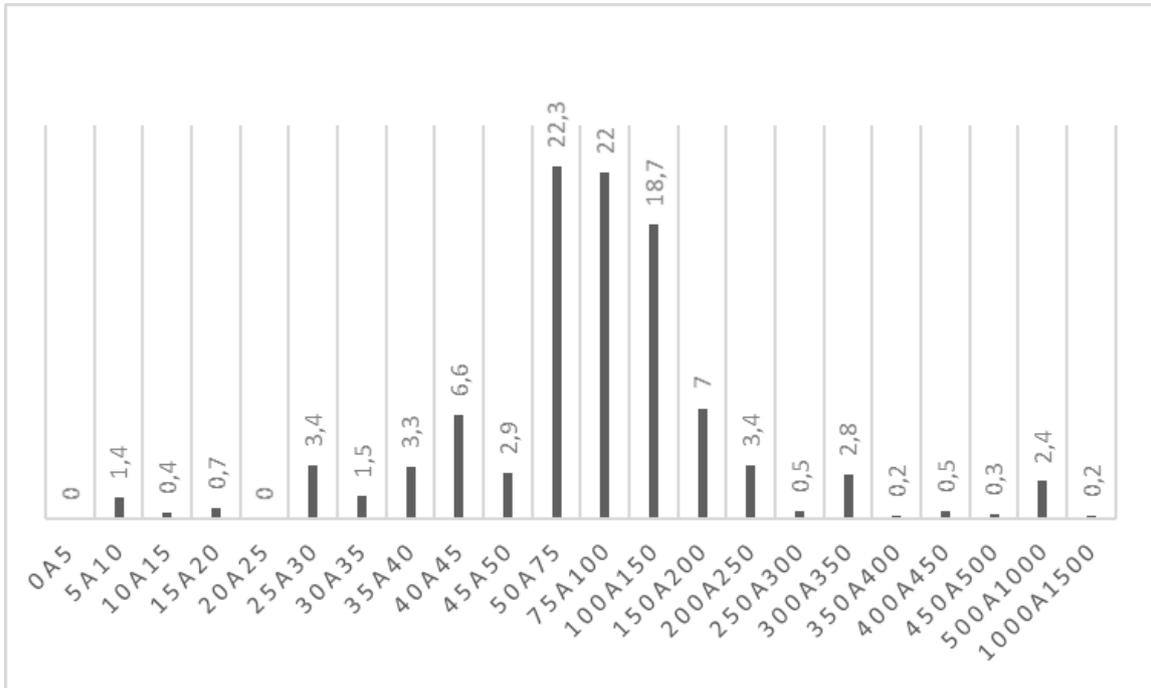


Grafico 2 Istogramma a colonne raggruppate (effettuato in Excel) della percentuale di particelle in funzione del range granulometrico

Dal Grafico 2 notiamo che, indistintamente dal sesso abbiamo percentuali molto elevate di trovate particelle con un diametro compreso fra i 50 e 200 μm .

Solitamente, anatomicamente parlando, si va a distinguere le dimensioni fra bocca maschile e femminile nell'atto del tossire, ovvero, l'area di apertura della bocca è considerata di $4 \pm 0,95 \text{ cm}^2$ per i maschi e di $3,37 \pm 1,4 \text{ cm}^2$ le femmine⁶.

Un altro studio molto importante inerente alla granulometria differente, ma molto discostante dal caso precedente, è stato attuato da G. Zayas et. al, con il pubblicato del 2012 intitolato "Cough aerosol in healthy participants:

⁶ J.Wei et al., Human Cough as a Two-Stage Jet and Its Role in Particle Transport,2017

fundamental knowledge to optimize droplet-spread infectious respiratory disease management”.

Il loro obiettivo era lo studio caratterizzarne sul pattern dell'aerosol della tosse umana, con l'obiettivo di sviluppare un modello standard di bio-aerosol per la tosse umana per il controllo di una qualsiasi pandemia influenzale.

Analizzarono 45 persone sane (non fumatori/fumatrici) chiedendo loro il massimo sforzo che potessero raggiungere per tossire. Per i risultati granulometrici utilizzarono un sistema di diffrazione laser per ottenere misurazioni quantitative accurate, dipendenti dal tempo, delle dimensioni e del numero di goccioline espulse dall'aerosol per la tosse.

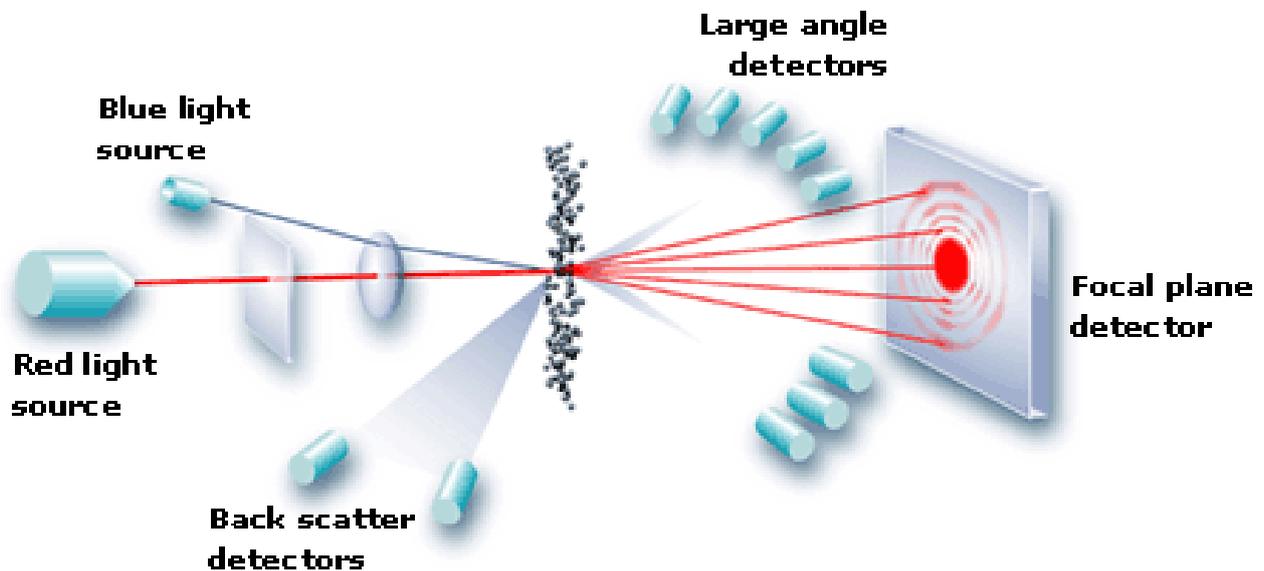


Figura 7 Rappresentazione metodo della granulometria laser attuata in laboratorio attraverso diffrazione (From AlphaT. Material Science).

Tabella 2 Tasso medio di dimensione delle goccioline per la tosse per sesso ed età

DIM.	M≤30	F≤30	M(30-50)	F(30-50)	M>50	F>50
<0.5 μm	1.33E+07	5.32E+06	5.27E+06	1.75E+07	4.53E+07	1.65E+07
0.5μm-1.0 μm	1.89E+05	2.46E+05	1.83E+05	4.06E+05	2.79E+05	2.25E+05
1.0μm-2.5μm	3.45E+04	1.12E+04	1.81E+04	4.22E+04	2.69E+04	3.95E+04
2.5μm-10.0μm	4.01E+04	1.24E+04	1.78E+04	4.75E+04	4.41E+04	4.51E+04
10μm-100 μm	1.86E+03	4.95E+02	7.71E+02	3.30E+03	3.46E+03	2.71E+03
> 100 μm	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00

I 45 partecipanti avevano dati antropometrici del peso corporeo pari ai 66.4 ± 12.9 Kg, di altezza 167.9 ± 9.1 cm e un'età in un range di 34.3 ± 15.2 anni.

I dati acquisiti dai ricercatori indicano che il 97% delle goccioline, espulse in un secondo durante la tosse, è inferiore a $1 \mu\text{m}$, il 2,7% delle goccioline è compreso tra 1 e $10 \mu\text{m}$. I dati indicano che il 99% del totale delle goccioline espulse, quando un sano non fumatore tossisce, sono goccioline inferiori a $10 \mu\text{m}$, cioè goccioline inalabili.

Il pubblicato appena analizzato viene poi ripreso da alcuni studi di Chen et al. con titolo "Association Analyses Between Cough Droplet Concentrations and Human Lung Function", poiché portarono a risultati granulometricamente simili.

Lo scopo del lavoro del gruppo di Chen S.C. era misurare la concentrazione delle goccioline e associare ad essa un legame con le funzioni polmonari con confronto dei risultati fra i sessi.

È stato eseguito un esperimento per misurare le caratteristiche delle goccioline tossite da 18 volontari sani (non fumatori), nove maschi (M1 – M9) e nove femmine (F1 – F9). L'età media e le fasce d'età erano rispettivamente 24,5 anni e 19-31 anni. Le concentrazioni di particelle includevano una gamma di diametri delle particelle (0,30-20 μm).

I risultati del loro esperimento hanno portato a definire che la concentrazione di picco medio è stato determinato in 60.000 particelle / L per i soggetti totali, con una lettura di 80.000 e 40.000 particelle / L rispettivamente per maschi e femmine. Inoltre, le concentrazioni di goccioline per i maschi erano significativamente più alte di quelle per le femmine.

L'elevata percentuale di goccioline inferiori a un micron (97%)⁷, espulse come aerosol in una sola tosse, sono suscettibili di rapida evaporazione quando rilasciate in un ambiente con umidità e temperatura diverse rispetto alle vie aeree. Ciò supporta la probabilità che una via di trasmissione aerea possa essere una forza dominante nella trasmissione dell'IRD a diffusione di goccioline. Quindi, il contributo delle goccioline più piccole di un micron nella trasmissione virale merita ulteriori indagini.

Le analisi e conclusioni del gruppo di G. Zayas e S.C. Chen inerente all'alta percentuale di goccioline con un diametro inferiore a 1 μm sono hanno un

⁷ In linea con quanto detto nel pubblicato tratto da G. Zayas et al.

riscontro granulometrico molto diverso rispetto al primo, precedentemente trattato⁸.

4.2.3 Analisi della formula di Dbouk e Drikakis

I ricercatori Dbouk et al. hanno pubblicato nel primo semestre del 2020 un articolo inerente alla trasmissione di goccioline indotte da tosse trasportate in aria dall'uomo.

Con particolare attenzione, è stato ricreato in maniera computazionale il tossire di un essere umano e hanno ricavato molte considerazioni, basate sugli studi precedenti di Xie et al. (2006), pilastri e capisaldi della granulometria in ambito infettivo.

L'analisi della dispersione delle goccioline di Dbouk et al. corrisponde, attraverso i dati ottenuti, ad una legge adeguata in conformità con la legge della distribuzione di Weibull (o Rosin-Rammler), che funziona in maniera ottimale per le goccioline all'interno della nube, infettiva o meno, causate dalla tosse di un individuo.

Andarono poi ad esplicitare la legge di Weibull, riadattandola alla nostra casistica di studio con la formula:

$$f = \frac{n}{dp} \left(\frac{dp}{d_p} \right)^{n-1} e^{-\left(\frac{dp}{d_p} \right)^n}$$

⁸ Danno maggior risalto alle piccole goccioline (<10 µm) che hanno meno moto balistico poiché attuano studi in un confine prettamente infettivo, a differenza del pubblicato da noi trattato di Xie et al. (2009)

dove n è il nostro parametro di forma, d_p segnato il diametro medio misurato nelle varie goccioline, e d_p il diametro della gocciolina.

Attraverso la loro legge probabilistica andarono a graficare la curva, dove nelle ascisse è presente il diametro delle particelle e nelle ordinate la frequenza di esse stesse. L'errore calcolato fra le osservazioni effettuate da Xie et al. nel 2006 e quelle loro del 2020, secondo Dbouk e Drikakis, è di circa il 6%.

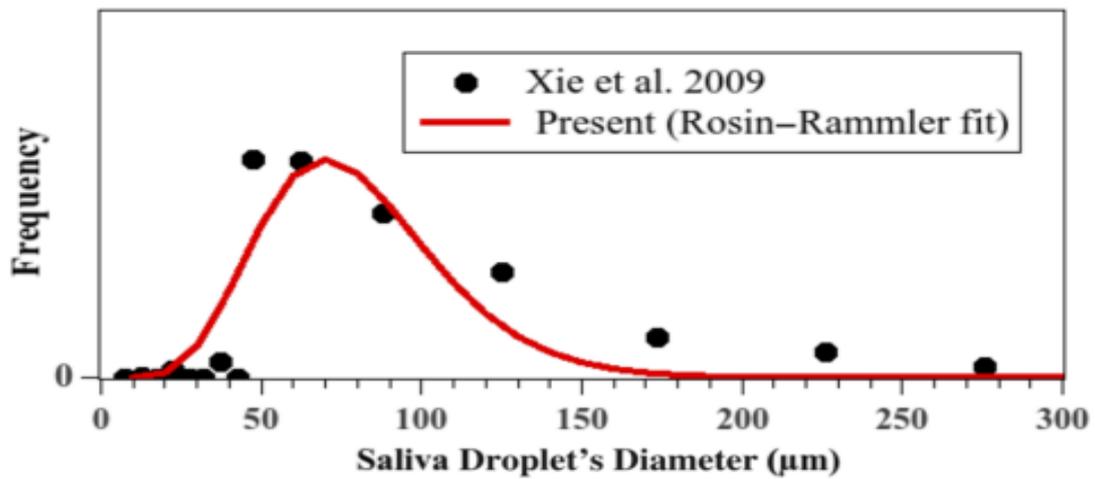


Figura 8 Rappresentazione grafica dell'errore delle valutazioni di Xie et al. rispetto la funzione fittante (T. Dbouk, D. Drikakis, 2020)

Di notevole importanza e risalto è la conseguenza alla funzione descritta pocanzi, ovvero al loro approfondimento nella fisica dei fluidi inerente alla tosse. In particolar modo dell'andamento della nube di goccioline in funzione della nuova legge di Weibull, in condizioni standard, ad una temperatura della stanza di +20 gradi Celsius e del pavimento +15 gradi, pressione di osservazione ad 1 atm, e vento assente, quindi un modulo del vento pari a zero metri su secondi.

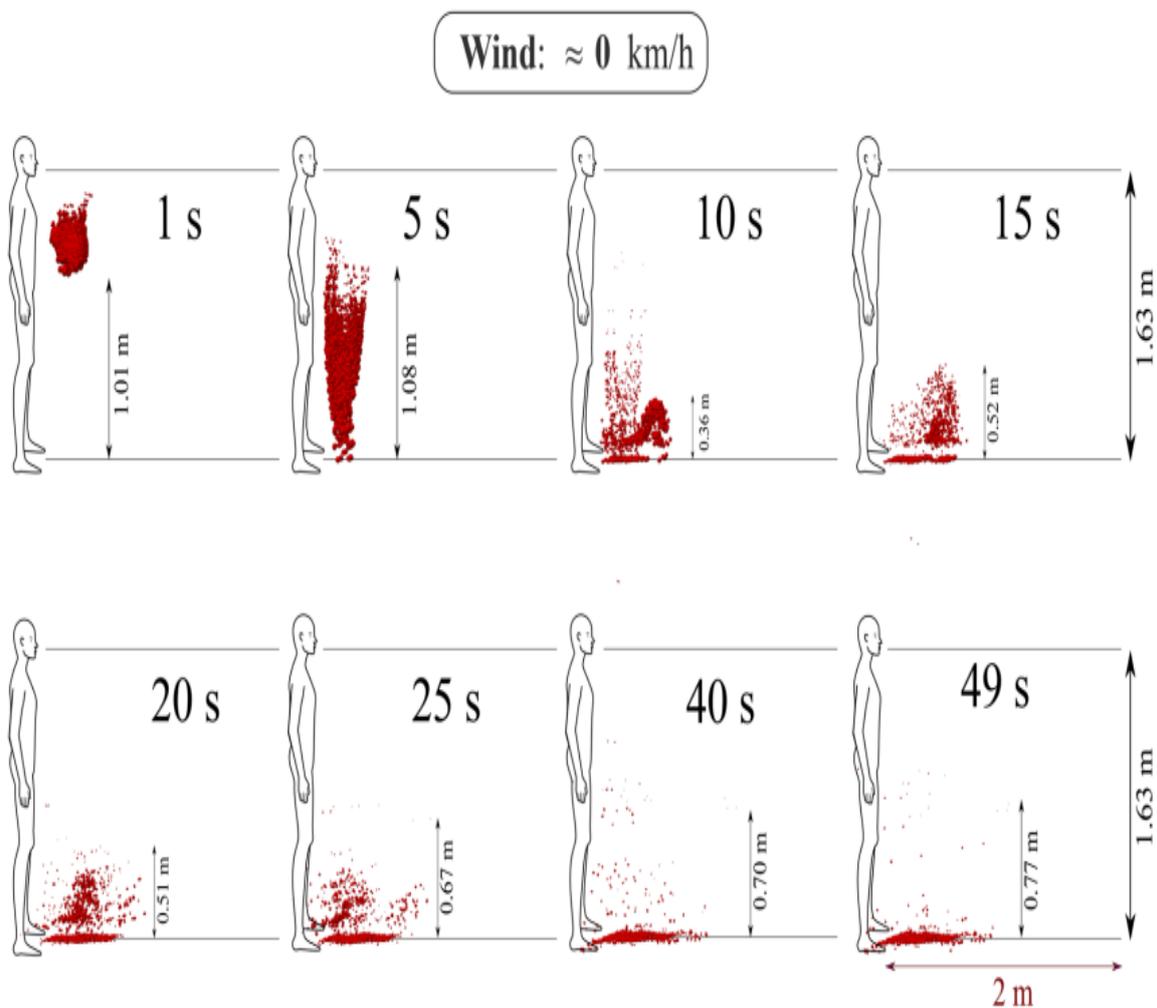


Figura 9 Rappresentazione del bio-aerosol in funzione del tempo con particolare attenzione alla distanza con cui le particelle arrivano al suolo (T. Dbouk, D. Drikakis, 2020)

La lunghezza della bocca durante la tosse viene considerata di 4 centimetri e il rapporto tra altezza e lunghezza è 8.26.

Viene, inoltre, standardizzata l'altezza da terra fino al centro della bocca con un modulo di 163 centimetri.

La sequenza di figure sopra mostrate, identifica la finalità più importante per lo studio della granulometria, la probabilità e tutto il contesto termofluidodinamicamente trattato fino ad adesso, ovvero arrivare a definire, attraverso strumenti matematici probabilistici, l'andamento rispetto al tempo e la distanza di una nube di goccioline prodotte dopo il tossire da parte di un individuo.

L'importanza di tutti questi studi effettuati da innumerevoli ricercatori deve portare a graficare in maniera opportuna l'evoluzione della saliva umana, considerando le variabili di dispersione, evaporazione, poi rottura e, infine la formazione delle goccioline che assumeranno un moto stocastico nello spazio.

5- Modelli sperimentali e numerici per atomizzazione spray in relazione alla trasmissione del SARS-CoV-2

5.1 Implementazione e variazioni nelle considerazioni di Dbouk et al.

5.1.1 RMSE in Matlab della funzione di probabilità di Dbouk et al.

Le analisi e studi effettuati questo medesimo anno da Dbouk et al. sono state da me medesima, analizzate in ambito scientifico mediante aiuto di programmi come Matlab e Tecplot, per garantire studi più accurati del sistema e marginare il più possibile fonti di errore.

In particolare modo, ho ricreato e verificato le perplessità che hanno suscitato il paragrafo precedente, inerente al fissare per la tosse nella parte termofluidodinamica la funzione di probabilità con parametri, per Dbouk et al., di $n=8$ e $d_p \text{ medio}=80 \mu\text{m}$, come riportati nel proprio pubblicato.

Nelle righe successive tratteremo la prima parte inerente all'analisi della probabilità granulometrica, mentre nel prossimo capitolo ci addentreremo nella seconda parte che ha come protagonista la trasmissione di goccioline di saliva nell'aria.

Senza nulla togliere alla formula che definisce la funzione di distribuzione di probabilità in ambito granulometrico di particelle di saliva dopo la tosse da parte di un essere umano, quindi reputata vera a monte, in quanto basata sulla densità di Weibull, a cui tutti i ricercatori, dall'inizio della SARS-CoV-1 fanno fedelmente merito.

Il nostro studio è incentrato nel capire i valori dei parametri della funzione f di Weibull ottimale per i nostri dati e risultati, in concomitanza con quelli analizzati da Dbouk et al., in particolare per definire i parametri che minimizzano l'errore dei nostri risultati da d.d.p. ottimale di Weibull rispetto a quella che effettivamente si viene a creare con i dati a disposizione.

5.1.2 Root Mean Square Error

Il RMSE è uno strumento molto utile atto a misurare l'errore di un modello nella previsione dei dati quantitativi. Formalmente viene definito:

$$RMSE = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(\hat{y}_i - y_i)^2}{n}}$$

- $\hat{y}_1, \dots, \hat{y}_n$ indicano i valori previsti
- y_1, \dots, y_n indicano i valori osservati
- n indica il numero di osservazione

Questi errori, pensati come variabili casuali, potrebbero avere una distribuzione gaussiana con media μ e deviazione standard σ , ma funzionerebbe anche per qualsiasi altra distribuzione integrabile al quadrato.

Riprendendo il teorema del limite centrale⁹, consideriamo che all'aumentare di n , la varianza della quantità dovrebbe convergere a zero. Infatti, il teorema del limite centrale ci dice che la sua varianza dovrebbe convergere a 0 asintoticamente.

⁹ Teorema del limite centrale

Sia data una popolazione numerica infinita di media μ e deviazione standard σ da cui vengono estratti dei campioni casuali formati ciascuno da n individui, con n abbastanza grande ($n > 30$).

La distribuzione delle medie campionarie tende a una distribuzione gaussiana di media $\mu_x = \mu$ e deviazione standard $\sigma_x = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$.

Esplacato questo, possiamo definire il Root Mean Square Error un ottimo stimatore per la deviazione standard σ della distribuzione dei nostri errori, dettati dai nostri dati confrontati fra quelli previsti e quelle osservate.

5.1.3 Risultati del Root Mean Square Error su Matlab

La funzione protagonista nel pubblicato "On coughing and airborne droplet transmission to humans" di Dbouk e Drikakis pone una distribuzione con parametri ben definiti nella scena granulometrica di saliva umana.

Il dubbio che mi sono posta in primis è stato sulla generalizzazione di questa legge, ponendola come fulcro dei miei studi microdimensionali.

Il fissare parametri e non un range, va' a limitare la formula in un contesto ben specifico, e di conseguenza, limita la probabilità dimensionale granulometrica di gocce di saliva.

Partendo da questa perplessità, sono andata più nello specifico, ponendo i dati (trattati nel capitolo precedente) di Xie et al. e altre ricerche e ricercatori che mi hanno garantito una banca di dati utili per le mie ricerche, reperiti su internet e opportunamente citati.

Fissando i tanti concetti chiave dei capitoli precedenti, ho ottenuto strumenti tali da poter analizzare la d.d.p. fissata da Dbouk et al. anche nei restringenti miei studi granulometrici.

Al mio dubbio, inizialmente teorico, sul contesto tale per cui i parametri fissati dai due ricercatori non fossero ottimizzati per tutte le ricerche e dati ottenuti, in linea generale, da innumerevoli esperti del settore.

Attraverso Matlab e i dati granulometrici precedentemente trattati sono andata a valutare quanto fossero ottimi i parametri di Weibull dati da Dbouk e Drikakis.

Secondo i due esperti $n = 8$, $\overline{d_p} = 80 \mu m$; ma, confrontato con i miei dati questa distribuzione era buona ma non ottimale.

Ho implementato su Matlab il codice inserendo i miei dati e sfruttando la libreria con molti comandi nel poter trattare la distribuzione di Weibull, inerente ai miei dati (wblcdf, wblpdf, wblstat, wblfit, wblrnd, wblplot, ...).

Sono stati processi tali che mi hanno portato a trovare su Matlab la corrispondenza, quindi la dimostrazione delle mie perplessità nei parametri.

Lasciando fisso il nostro parametro di scala $n = 8$ durante l'implementazione del codice e variando volta per volta la nostra $\overline{d_p}$, quindi graficamente parlando la nostra mediana meglio approssima la nostra distribuzione dei dati.

In particolar modo, siamo andati a calcolare il Root Mean Square Error nell'intorno della $\overline{d_p}$ calcolata dai due ricercatori.

Ho riscontrato lanciando il codice, e variando in maniera opportuna il mio diametro medio, un RMSE altissimo per valori inferiori di $\overline{d_p} = 80 \mu m$, ovvero con un RMSE pari circa a 20 per $\overline{d_p} = 70 \mu m$.

Quindi sono andata ad aumentare la $\overline{d_p}$, analizzando $\overline{d_p} = 80 \mu m$ in poi.

Per $\overline{d_p} = 100 \mu m$ e $n = 8$ abbiamo trovare un RMSE pari a 10.552, valore più basso trovato testando tutti gli altri possibili valori compresi fra

$$80\mu m \leq \overline{d_p} \leq 120\mu m$$

poiché per diametro medio di $120 \mu m$ o superiore abbiamo un notevole rialzo del RMSE (circa pari alla casistica per $\overline{d_p} = 70 \mu m$ e $n = 8$).

Il valore ottimale per la mia distribuzione di dati è inerente ad una $\overline{d_p} = 100 \mu m$ e $n = 8$, poiché per $\overline{d_p} = 80 \mu m$ e $n = 8$ ho una RMSE maggiore rispetto a $\overline{d_p} = 100 \mu m$, di modulo pari a 12.528.

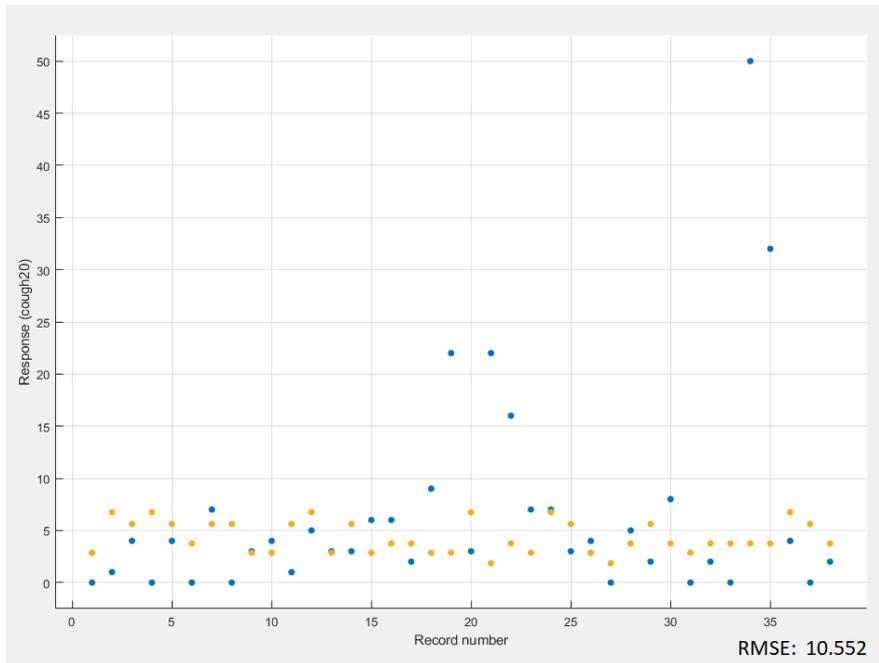


Figura 10 Rappresentazione su Matlab del RMSE per $\overline{d_p} = 100 \mu m$, $n = 8$

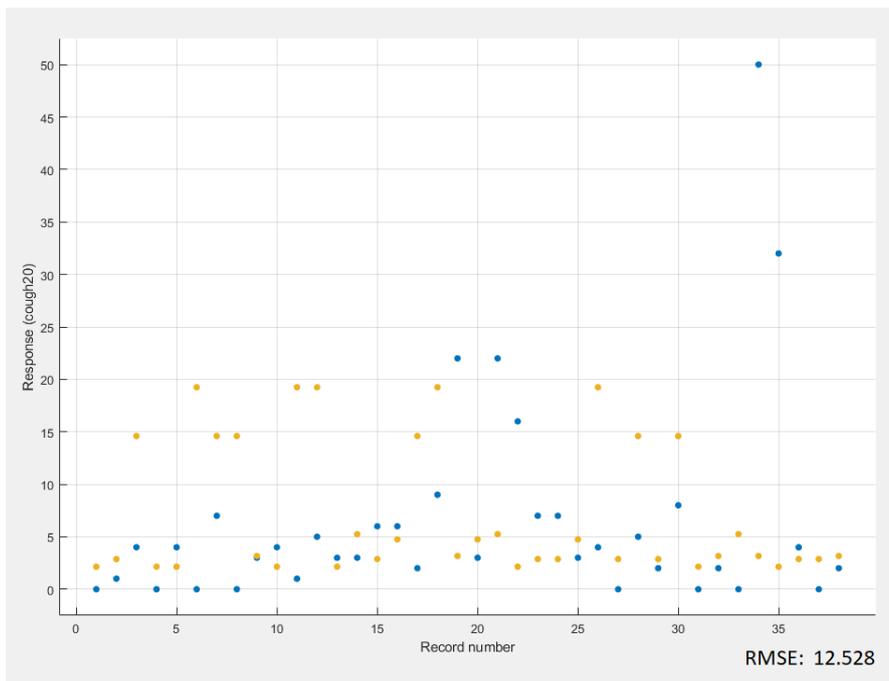


Figura 11 Rappresentazione su Matlab del RMSE per $\overline{d_p} = 80 \mu m$, $n = 8$

5.2 Rappresentazione di un bio-aerosol attraverso OpenFOAM e Tecplot360

Nelle trattazioni precedenti il fulcro del discorso è stato sul capire, con un quadro più generale possibile, la complessità, in una sua minima parte, di studiare in condizione termofluidodinamica il processo di trasmissione di un virus, dando notevole importanza alla distanza che esso percorre così da poter definire, come nel caso del SARS-CoV-2 una distanza di sicurezza minima per prevenire al più possibile l'infezione.

I principali tre meccanismi di infezione:

1. Trasferimento diretto di macro-goccioline espulse dalla persona infetta verso naso e bocca di una persona non infetta
2. Contatti diretti con goccioline depositate sulla superficie sulla superficie e successivamente assorbite dalla mucosa nasale del ricevitore
3. Inalazione di nuclei di goccioline infette aerosolizzate da parte di una persona sana

Un corretto studio biologico e fisico è la chiave per lo studio, in maniera approfondita, di questo sistema complesso di trasmissione di materiale infettivo fra persone. Lo studio di ciò è alquanto complesso, con un numero di variabili e condizione a contorno molteplici, variazioni in base alle osservazioni, all'individuo e al sesso¹⁰, all' ambiente che si prende in considerazione tanto altro ancora.

La mia premura era, nel miglior modo possibile, di poter analizzare e rappresentare un normale colpo di tosse¹¹ in ambito aerodinamico per definire al meglio il viaggio delle goccioline.

¹⁰ Variazione granulometrica fra maschio e femmina analizzata nel cap. 4.2.2

¹¹ Nei nostri studi le goccioline sono sempre ipotizzate potenzialmente infettive

Grazie ad un'implementazione al computer, cercando quanto più possibile l'analisi di tutti i parametri opportuni per tale studio e rappresentazione, concretizzata con l'aiuto di Tecplot360¹² per la visualizzazione cinematica dei risultati.

In primis è stata utilizzata un risolutore OpenFOAM¹³, dove per la parte di nostro interesse riguarda l'utilizzo di librerie Lagrangian. La generazione della griglia viene effettuata attraverso le utility di OpenFOAM.

Per risolvere i nostri sistemi, andremo a dividere il nostro dominio di studio in "partizioni" che saranno la parte attiva per il calcolo in parallelo del nostro processore.

Fra le partizioni combacianti ci sarà scambio di informazioni che limiterà la nostra scelta libera delle partizioni.¹⁴

Spesso succede che con un numero elevato di partizioni, la comunicazione prevale sul tempo di calcolo, quindi i processori staranno molto più tempo in attesa rispetto all'esecuzione stessa dei calcoli.

Dopo l'epidemia di SARS-CoV-1 nel 2002, sono stati condotti diversi studi sulla trasmissione di goccioline trasportate dall'aria. Già durante quel periodo, esperimenti all'interno di una camera sono stati sviluppati da molti gruppi di ricerca. Tuttavia, un importante svantaggio di questo tipo di approcci è che le misurazioni tradizionali sono troppo discrete, cioè solo pochi punti possono

¹² Tecplot360 è un CFD (Computational Fluid Dynamics) attua un'analisi dei dati e consente una simulazione di post elaborazione.

Ringrazio Tecplot per la licenza temporanea concessa a me medesima per questo studio.

¹³ OpenFOAM (Open Field Operation And Manipulation) è principalmente un toolbox C++ per personalizzare ed estendere soluzioni software per la simulazione. È un finalizzatore basato sulle teorie della meccanica dei continui che include CFD.

¹⁴ Quelli ai vertici avranno semplicemente due lati, quindi meno scambio e minor disturbo rispetto ai centrali.

essere studiati in parallelo. Sebbene le tecniche basate sul laser, come Particle Image Velocimetry (PIV), consentono misure per campi di velocità 2D (anche 3D), non possono fornire una valutazione quantitativa dei rischi di infezione incrociata.

Un altro svantaggio, oltre all'alto costo della strumentazione, è la limitazione delle attuali tecniche sperimentali. Sensori di flusso e concentrazione possono produrre disturbi significativi per il trasporto delle goccioline nella zona bocca / naso.

La modellazione numerica può essere considerata una valida alternativa per superare questi limiti.

Campi di flusso e goccioline dinamiche possono essere calcolate con una risoluzione temporale molto alta, inferiore di gran lunga alla scala inerente alle attività respiratorie umane.

Le simulazioni al computer hanno una flessibilità maggiore rispetto alle indagini sperimentali. Tuttavia, una questione importante per effettuare al meglio simulazioni CFD sono le accuratezze ottenute, che vanno influenzate da semplificazioni geometriche oppure al fallimento del modello adottato.

Un contributo rilevante, durante tutti gli studi aerodinamici effettuati successivamente alla comparsa della pandemia del SARS-CoV-2, è stato pubblicato da Vuorinen¹⁵ et al. che hanno discusso sui processi fisici legati all'aerosolizzazione delle goccioline espirate dalla media delle Large – Eddy Simulation (LES)¹⁶.

¹⁵ V. Vuorinen, et al., “Modelling aerosol transport and virus exposure with numerical simulations in relation to SARS-CoV-2 transmission by inhalation indoors,” *Safety Science* 130, (2020)

¹⁶ Large-Eddy Simulation (LES) è una tecnica numerica per integrare equazioni del moto filtrate spazialmente che descrivono turbolenze tridimensionali ad alto numero di Reynolds in evoluzione temporale, (da *Encyclopedia of Atmospheric Sciences*), 2015.

Un approccio simile è stato utilizzato da Pascoa et al.¹⁷, che hanno concentrato i loro studi sullo sviluppo di modelli affidabili per l'emissione di goccioline di saliva durante la tosse e gli starnuti.

Diversamente, Dbouk e Drikakis, già citati in precedenza, hanno sviluppato un modello Euleriano-Lagrangiano basato sulle RANS per la simulazione della tosse umana.

Anche Busco et al.¹⁸ adottarono equazioni RANS per modellare il fluido vettore negli starnuti e condizioni asintomatiche.

Unendo i loro studi e le equazioni differenziali alla base di esse, abbiamo stipulato le formule alla base di tutto il nostro sistema che sono:

$$\begin{aligned}\frac{\partial \bar{\rho}}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_j) &= s_m \\ \frac{\partial}{\partial t}(\rho u_i) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\bar{\rho} u_i u_j) &= -\frac{\partial \bar{p}}{\partial x_i} + \frac{\partial \hat{\tau}_{ij}}{\partial x_j} + s_{m,i} \\ \frac{\partial}{\partial t}(\bar{\rho} \tilde{E}) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_j \tilde{H}) &= -\frac{\partial q_j}{\partial x_j} + \frac{\partial}{\partial x_j}(u_i \hat{\tau}_{ij}) + s_e \\ \frac{\partial}{\partial t}(\bar{\rho} \tilde{Y}_k) + \frac{\partial}{\partial X_j}(\bar{\rho} u_j \tilde{Y}_k) &= \frac{\partial m_{k,j}}{\partial X_j} + S_{Y_k}\end{aligned}$$

Nella formula è presente ρ densità, \tilde{u}_i velocità lungo la direzione x_i , p pressione e \tilde{Y}_k specie chimica con k massa.

¹⁷ M. Pendar and J. Pascoa, "Numerical modeling of the distribution of virus carrying saliva droplets during sneeze and cough," *Physics of Fluids* 32,2020.

¹⁸ G. Busco, S. Yang, J. Seo, and Y. A. Hassan, "Sneezing and asymptomatic virus transmission," *Physics of Fluids* 32, .2020.

Il dominio computazionale 3D è stato considerato come mostrato in figura 12.

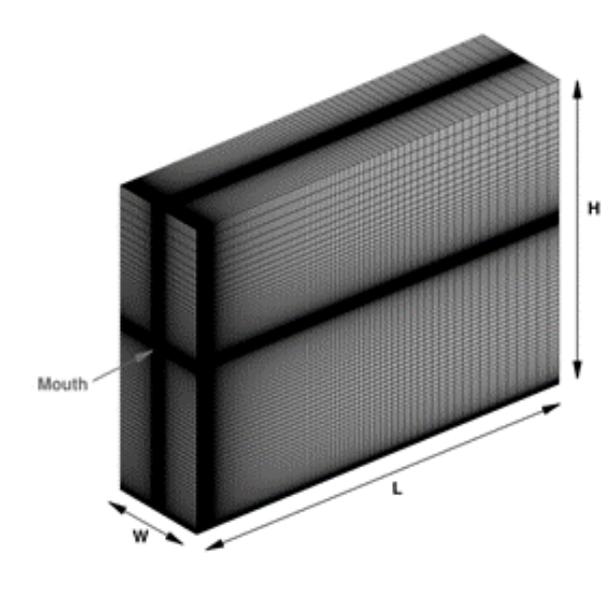


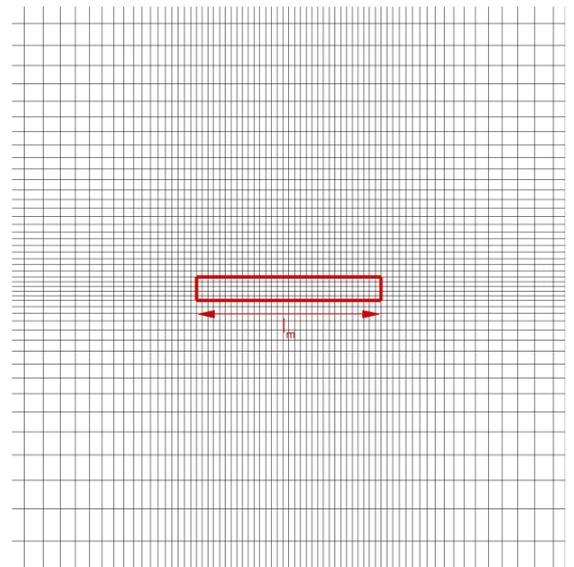
Figura 12 Rappresentazione della Griglia Computazionale

Consiste in un volume all'aperto, a partire dalla bocca di una persona che tosse in piedi.

La griglia ha misure¹⁹

- Lunghezza $L = 4m$
- Larghezza $W = 1m$
- Altezza $H = 3m$

Figura 13 Rappresentazione della Griglia Computazionale in vista frontale con riferimento al modello ricostruito della bocca umana



¹⁹ ⁷In accordo con T. Dbouk e D. Drikakis, "On coughing and airborne droplet transmission to humans," *Physics of Fluids* 32 (2020)

La stampa della bocca è stata descritta con 160 celle e una griglia ottimizzata è stata applicata in modo da ottenere una corretta discretizzazione nelle goccioline nelle aree di emissione e di trasporto. L'altezza della prima cella accanto al suolo, z_c , è stato impostato a $z_c = 10^{-3}$.

- Il centro della bocca²⁰, Pm , è stato posto in posizione del vettore $Pm = (0; 0; 1,63)$, quindi di altezza pari a 1,63m, già visto nei precedenti capitoli.

La bocca viene approssimata ad un rettangolo, con misure:

- Lunghezza della bocca $L_m = 0.04m$
- Superficie totale $A_m = 2 \cdot 10^{-4}m^2$

Le condizioni al contorno degne di nota sono inerente al blocco per air, p^{21} , T^{22} , U^{23} .

- In air abbiamo inserito simmetria per la griglia generale nel top, sideDx, sideSx, poi zero per bottom, e bocca pari ad un valore uniforme di 0.96551. Inflow uniformemente pari a 0.991 e Outflow pari a 1.
- Per la p abbiamo la stessa considerazione per la griglia generale di air, e inserito ad Inflow un valore pari a zero, mentre Outflow pari a 100000.
- All' interno di T invece Inflow e Outflow hanno valore 293K, mentre simmetria in top, sideDx e Side Sx con bottom invece un valore unitario di 303k. Per la bocca invece un valore di 307K.

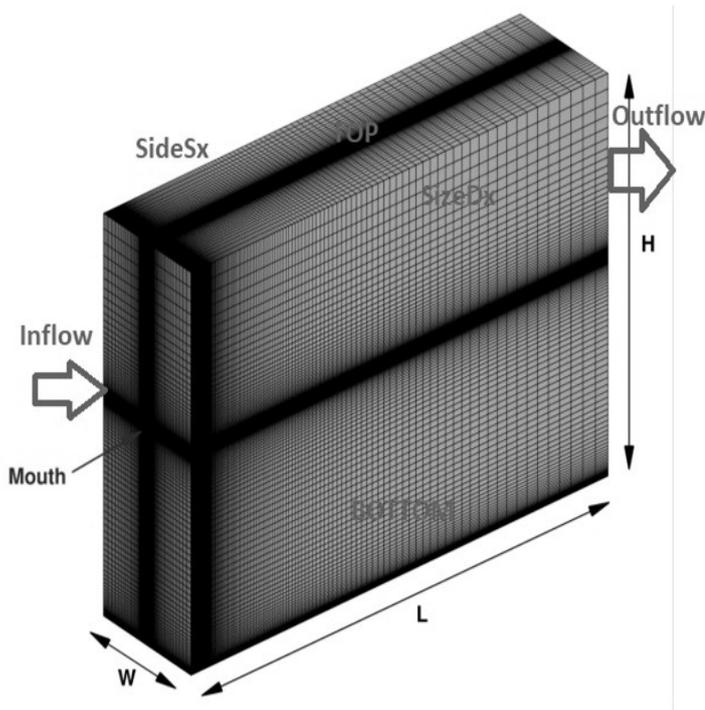
²⁰In accordo con le medie standard anatomiche mondiali

²¹ Pressione

²² Temperatura

²³ Velocità

- Infine, di importanza per le condizioni al contorno, U, avente Inflow e Outflow pari a zero; top, side Dx e Sx con simmetria, e bottom uniforme con un vettore 3D nullo.
- ❖ Invece nelle costanti, di significativa importanza, data da tutti gli studi granulometrici, è stato posto il minimo e massimo valore all'interno del sistema inerente al Rosin-Rammler Distribution, un valore minimo di diametro pari a $10e-06$ e massimo pari a $280e-6$, con $d=80e-06$ e $n=8$ ²⁴.



*Figura 14
Rappresentazione
griglia con indicazione
delle varie componenti
che variano di valore
nelle varie casistiche di
condizioni al contorno.*

²⁴ From “On coughing and airborne droplet transmission to humans” Talib Dbouk and Dimitris Drikakis (2020)

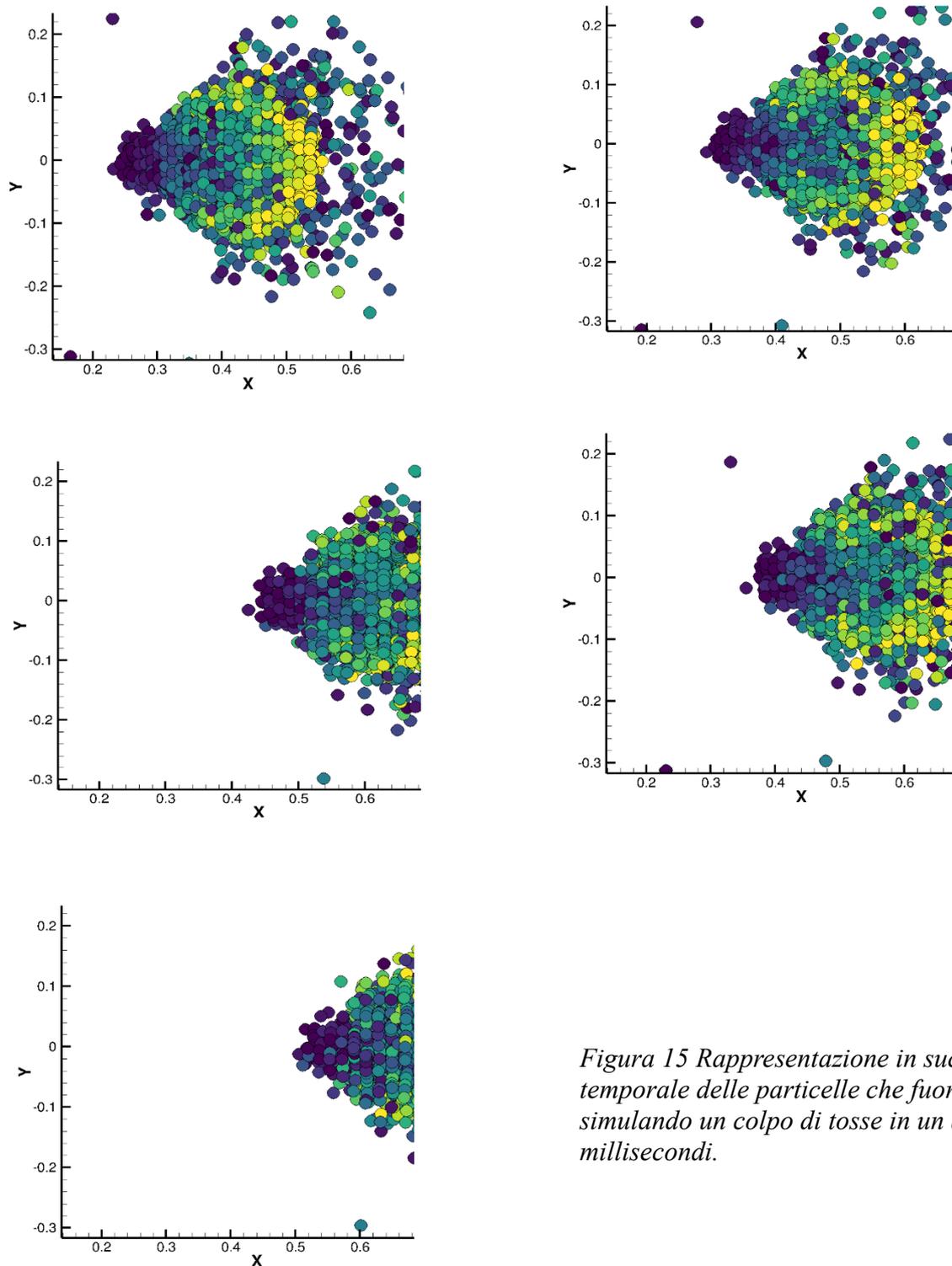


Figura 15 Rappresentazione in successione temporale delle particelle che fuoriescono simulando un colpo di tosse in un arco di millisecondi.

Attraverso l'elaborazione di Tecplot360 possiamo simulare e visualizzare come si evolve un colpo di tosse nel brevissimo tempo. È posto nel punto (0,0) del grafico X, Y il centro della bocca. Inoltre, è visibile, con colorazioni differenti, dal più scuro inerente per una particella di piccole dimensioni, al più chiaro per particelle di saliva con dimensioni sempre più grandi, la variazione granulometrica di particelle²⁵. Abbiamo quindi un intervallo di colori che va dal blu scuro per particelle più piccole al giallo chiaro per macro-particelle di saliva.

Possiamo inoltre animare i nostri calcoli in un intervallo temporale e spaziale più ampio, per valutare e successivamente confrontare con gli studi attuati dai due ricercatori, il percorso, l'andamento e la distanza che si va ad ottenere attraverso le nostre simulazioni CFD.

La legenda, in alto ad ogni grafico, pone una variazione granulometrica fra $1e-05$ fino a $1,1e-04$ in un intervallo temporale che si pone fra i 0 e i 16.50 secondi, dove la nube infetta sembra quasi completamente scomparsa.

Le goccioline più piccole, sulla gradazione del blu-verde chiaro sono quelle che impiegheranno più tempo per cadere al suolo, senza porre flussi d'aria esterni che potrebbero far variare il loro moto, e sono quelli che, rispetto a le particelle più grandi di gradazione arancione-rosso hanno una traiettoria meno balistica. Saranno le uniche che resteranno in aria, per un breve lasso temporale, della simulazione successiva ai 16.5 secondi.

²⁵ Idealmente infette

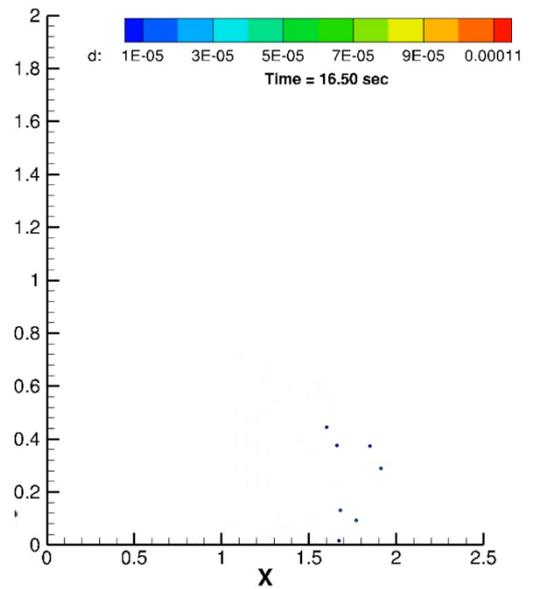
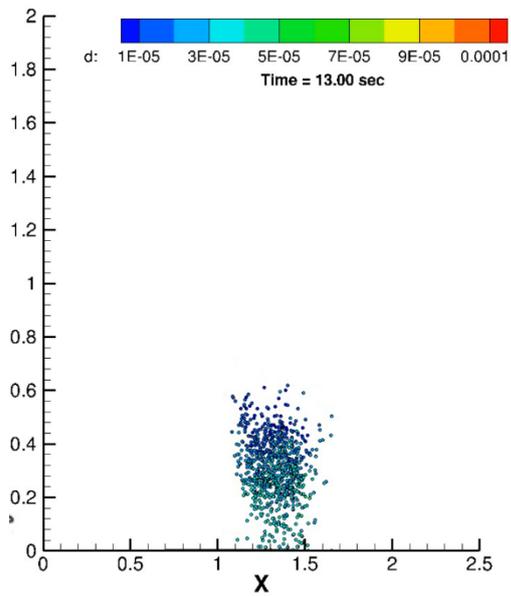
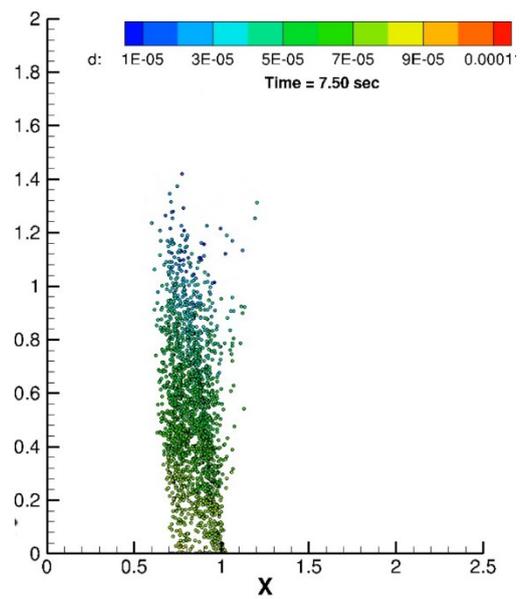
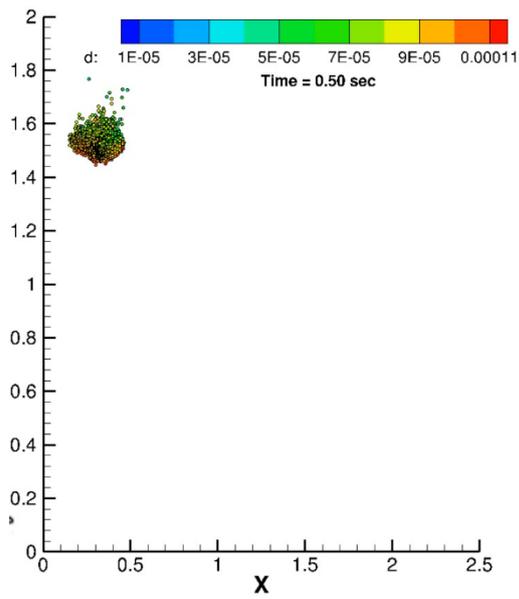


Figura 16 Rappresentazione in successione temporale delle particelle che fuoriescono, simulando un colpo di tosse in un arco di millisecondi.

5.3 Confronto rappresentazione del bio-aerosol rispetto a Dbouk et al.

Le rappresentazioni di un colpo di tosse simulate da T. Dbouk e D. Drikakis confrontate con quelle qui riportate, nonostante ci siano molte considerazioni comuni per entrambi gli studi i risultati hanno una discrepanza abissale.

La differenza di $\overline{d_p}$ fra i loro e i miei valori ottimali sono considerazioni utili, ma non è presente una differenza enorme, dato che stiamo sempre considerando decine di micrometri, unità di misura molto piccola con la differenza non significativa, ma nel nostro contesto è un miglioramento per i nostri stessi studi, dando comunque merito e apprezzamento alla formula da loro posta nel pubblicato precedentemente citato.

Il distacco molto significativo è sul contesto della rappresentazione simulata di un colpo di tosse tra i risultati sopra pubblicati e quella dei due ricercatori.

Il confronto fra i risultati, ove le basi stesse lo rendano possibile, soprattutto nell'ambito temporale e spaziale, mostrano differenze abnormi che, devono essere successivamente riviste.

La variazione della curva granulometrica del D_{10}^{26} , rappresentata in figura 17, tra i nostri risultati e quelli di Dbouk et al. mostra risultati non troppo dissimili fra loro.

$$D_{10} = \frac{\sum_i n_{p_i} d_i}{\sum_i n_{p_i}}$$

²⁶ Valore del diametro corrispondente alla curva granulometrica al 10% del peso, cioè quel diametro per cui la quantità di particelle che hanno dimensioni inferiori ad esso costituiscono il 10% del totale, e viene definito diametro efficace

La posizione dei baricentri dei cloud sembra essere molto diversa dai nostri, forse perché i due ricercatori non utilizzano un precursore per le loro simulazioni, che porta ad una discrepanza, seppur minima, dei risultati.

Un distacco fra 16.5 secondi e 49 secondi è molto grande, ponendo risalto che c'è una differenza di 32.5 secondi in cui le particelle sono ancora in moto, alcune ancora in aria, e con probabilità virali molto più ampie.

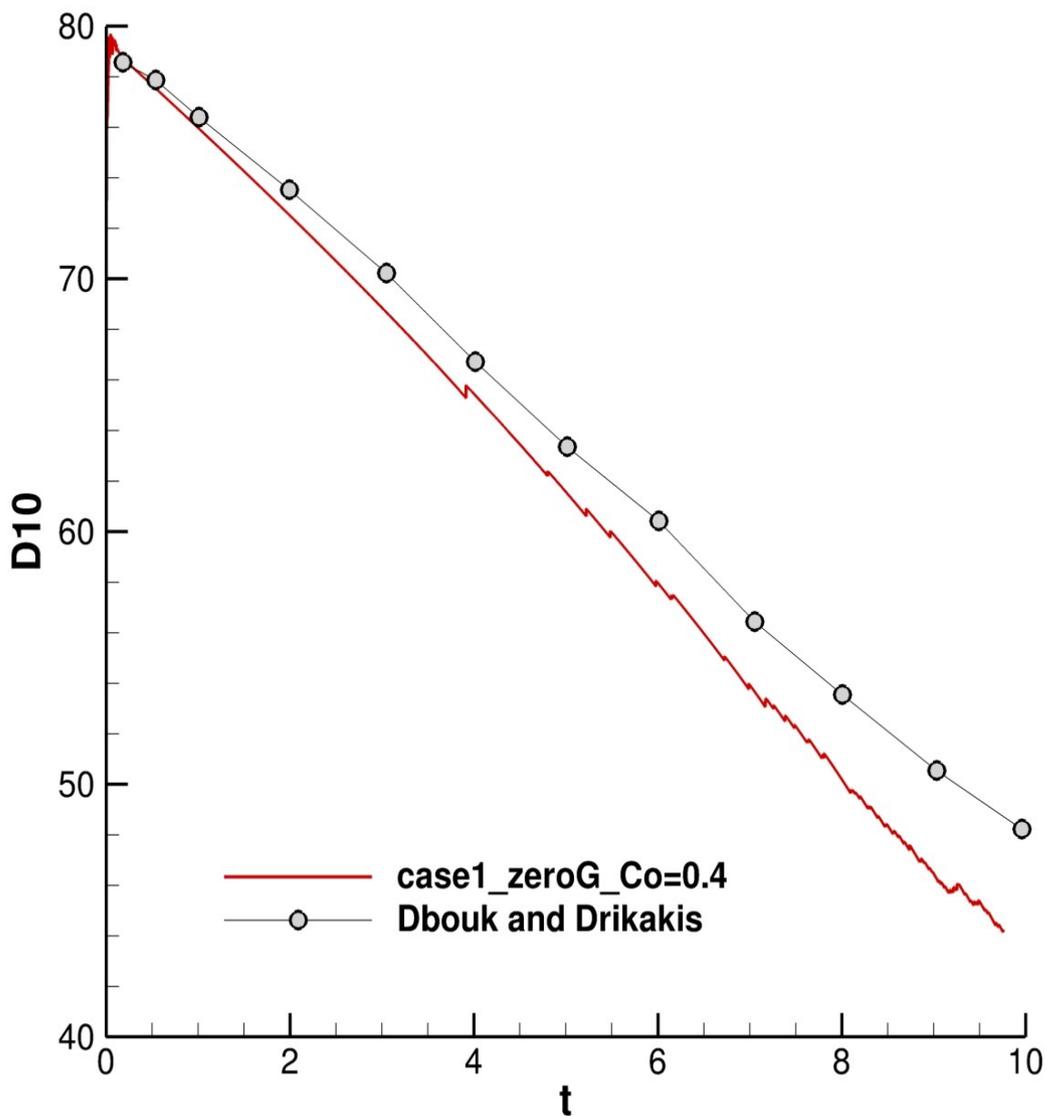


Figura 17 Confronto grafico fra la variazione del D10 con il nostro e quello attuato da Dbouk and Drikakis

Altra importante osservazione è inerente alla distanza di caduta al suolo della maggior parte delle particelle, sia in un contesto come citato prima temporale, ma anche spaziale, con differenze da circa 1.9-2m per i nostri risultati, a quello dei ricercatori approssimato ad 1 metro scarso, considerando un moto delle particelle pressoché balistico, quasi per tutte le dimensioni delle goccioline.

La differenza sostanziale fra i nostri risultati e i loro, sta nell'inserimento da parte nostra di un precursore per la generazione delle condizioni iniziali e la differenza tra le varie griglie utilizzate.

La divergenza sostanziale tra i sistemi e risultati stessi, difficilmente confrontabili fra loro, necessitano di ulteriori studi a riguardo.

6- Conclusioni

Una corretta e approfondita analisi della fisica dei fluidi può portare a considerazioni fondamentali per aiutarci in quasi tutte le tipologie di malattie virali trasmissibili, attraverso le condizioni citate in precedenza.

Si potrebbe trattare e ampliare la ricerca in ambito ingegneristico con tutte le casistiche di flussi esterni d'aria, fra due persone in moto relativo, in contesto di percentuale di materiale infetto rispetto all'intera nube presente e analizzabile, attraverso inattivazione biologica dettata da fonti esterne come raggi ultravioletti o onde radio particolari, la mutazione del virus nel tempo ecc.

Questi risultati riportati da me medesima devono essere ampliati con ulteriori studi. È una ricerca complessa che deve tener conto di innumerevoli variabili e conoscenze, non finalizzata solo ad una casistica standard, ma concretizzata in tutti i possibili scenari della vita quotidiana.

Studi approfonditi in questo ambito non resteranno mai fini a sé stessi, poiché una conoscenza corretta, che tenda al 100%, potrebbe in una pandemia salvare innumerevoli vite umane.

7-Bibliografia

- Xiaojian Xie , Yuguo Li1, Hequan Sun and Li Liu , Exhaled droplets due to talking and coughing, ,Department of Mechanical Engineering, University of Hong Kong,2009
- Chen S.C., Lin C.W. and Lei K.I. Association Analyses Between Cough Droplet Concentrations and Human Lung Function, Department of Public Health, Chung Shan Medical University, Taiwan, 2015.
- Valerio D’Alessandro, Elementi di Termofluidodinamica dei sistemi biologici, Facoltà di Ingegneria, Università Politecnica delle Marche,2020.
- Jianjian Wei e Yuguo Li,Human Cough as a Two-Stage Jet and Its Role in Particle Transport,Roi Gurka Editor,2017
- Li Liu,Yuguo Li, Peter V. Nielsen, Jianjian Wei, Rasmus L. Jensen,Short-range airborne transmission of expiratory droplets between two people,Department of Mechanical Engineering, the University of Hong Kong, Pokfulam Road, Hong Kong SAR, China.
- Gustavo Zayas,Ming C Chiang, Eric Wong, Fred MacDonald, Carlos F Lange, Ambikaipakan Senthilselvan & Malcolm King, Cough aerosol in healthy participants: fundamental knowledge to optimize droplet-spread infectious respiratory disease management, BMC Pulmonary Medicine volume,2012.
- B.Blocken, F.Malizia, T.Van Druenen, T.Marchal, Towards aerodynamically equivalent COVID 1.5m social distancing for walking and running,Eindhoven University of Technology.
- Z. Zhou,G.Lu,B.Chen,Numerical study on the spray and thermal characteristics of R404A flashing spray using OpenFOAM, Xi’an Jiaotong University,2017.
- Z.T. Ai ,A.K. Melikov, Airborne spread of expiratory droplet nuclei between the occupants of indoor environments, Technical University of Denmark,2018.

- Rajat Mittal, Rui Ni, Jung-Hee Seo, The flow physics of COVID-19, Johns Hopkins University, Baltimore USA.
- Saeed Torkzaban et al., Modeling virus transport and removal during storage and recovery in Heterogeneous Aquifers, Geological Survey of Victoria, Australia, 2019.
- Marcelo I. Guzman, Bioaerosol Size Effect in COVID-19 Transmission, University of Kentucky, Lexington, USA, 2020.
- Martin Heinrich, Rudiger Shwarze, 3D-coupling of Volume-of-Fluid and Lagrangian particle tracking for spray atomization simulation in OpenFOAM, Institute of Mechanics and Fluid Dynamics, Freiberg, Germany, 2020.
- L. De Gabory, A. Alharbi, M. Kèrimian, M. Lafon, The influenza virus, SARS-CoV-2, and the airways: Clarification for the otorhinolaryngologist, Bordeaux University Hospital, France, 2020.
- Raymond Tellier, Yuguo Li, Benjamin J. Cowling, Julian W., Recognition of aerosol transmission of infectious agents: a commentary.
- J.P. Duguid, The size and the duration of air-carriage of respiratory droplets and droplet-nuclei, Cambridge University Epidemiology and Infection, 2019.
- Elisabeth L. Anderson, Paul Turnham, John R. Griffin, C. Chester Clarke, Consideration of the Aerosol Transmission for COVID-19 and Public Health, 2020.
- J.C. Pascoa, M.R. Pendar, Numerical modeling of the distribution of virus carrying saliva droplets during sneeze and cough, 2020.
- V. Vuorinen, et al., "Modelling aerosol transport and virus exposure with numerical simulations in relation to SARS-CoV-2 transmission by inhalation indoors," Safety Science, (2020)

8-Ringraziamenti

Doveroso dedicare questo spazio alle persone che hanno contribuito, con il loro instancabile supporto, alla realizzazione dell'elaborato e della mia stessa carriera.

Un ringraziamento speciale ad ENEA, ANB e Tecplot Inc. che mi hanno concesso durante l'arco della realizzazione di questo elaborato, strumenti, licenze e programmi, che mi hanno consentito di avere un bagaglio informatico non indifferente per affrontare al meglio i miei studi.

In primis, ringrazio te papà, che mi hai sempre spronato a studiare e dare il massimo. La tua assenza improvvisa in questa triennale è stato un bel colpo, prima in senso negativo, e poi, come mi hai insegnato tu papà, dalle cose brutte bisogna sempre trovare qualcosa di positivo, che sia una lezione o la forza nell'andare avanti. È proprio grazie a te e al tuo starmi costantemente vicino che ho trovato la forza per dare il massimo, ora più che mai. Eri un supporto costante, e non vedevi l'ora che arrivasse questo giorno. Dovunque tu sia, sento mentre scrivo queste parole l'abbraccio forte, che era raro ricevere da te, ma che in questo caso mi sarei meritata con tutto il cuore perché orgoglioso della tua figlia sciagurata. Ti abbraccio forte mio piccolo Angelo.

Ringrazio infinitamente mia madre, roccia e spada allo stesso tempo, che durante questa triennale mi ha fatto capire quanto la vita può essere sorprendente, sia in senso positivo e in senso negativo. Con il tuo dolce e instancabile sostegno, sia morale che economico sono arrivata fin qui. Ti ringrazio per tutto l'amore, la forza e tutti i sacrifici che hai fatto e che farai ogni singolo giorno, ricordandoti sempre che tu e Debora siete l'eredità più bella che papà mi potesse mai lasciare. La tua forza e tenacia è un esempio da seguire.

A Debora, al mio piccolo genio, ti ringrazio perché vederti crescere fra la lettura e l'instancabile voglia di sapere, mi ha aiutato a vedere con nuove ottiche lo studio e l'apprendimento. A tutte le volte che discutevamo sul paradosso del gatto di Schrödinger per arrivare a parlare della meccanica quantistica, mi aiutavi a capire quanto anche parlare della complessità con te potesse essere molto divertente.

A Maria, zia, madrina, e divulgatrice instancabile di buoni consigli e lezioni di vita. Ti ringrazio dal profondo del mio cuore per avermi fatto capire che non c'è bisogno di viaggiare per aprire la mente, se circondata da ottime persone. Ti ringrazio, inoltre, per avermi fatto capire che non si smette mai di imparare ed insegnare, nella vita e nella carriera lavorativa.

A nonna Antonietta, nonno Giuseppe, nonna Iolanda, Zio Paolo e nonno Domenico, grazie per il supporto morale ed economico, sempre pronti a raccontare ed ascoltare, ed aiutare in caso di necessità. Siete e sarete sempre le mie origini e la mia casa.

A Zio Alessandro, sempre zio e mai Alessandro, sei come un secondo padre per me, sempre disponibile e premuroso. Ti ringrazio per avermi fatto capire che certi legami vanno oltre qualsiasi possibile parentela.

A Gloria, Daniele, Claudio, Valeria, Manuel, Luca, Maik e Laura, siete stati un aiuto e supporto fondamentale per il proseguimento della mia carriera. Vi ringrazio per l'aiuto, le uscite, le bevute insieme e l'amicizia vera, che si è sempre basata sull'aiuto reciproco. Vi voglio bene.

Alle mie amiche e colleghe Erica e Valentina, con cui ho condiviso l'intero percorso universitario. È anche al loro aiuto che ho superato i momenti più difficili. Vi ringrazio per tutte le giornate insieme, tutto il supporto e le ansie condivise. Siete state sempre un porto sicuro. Grazie.

Ringrazio in maniera particolare il mio ragazzo Alessandro. Dal nostro primo incontro, correndo lungo le scale dell'università per verbalizzare Fisica1, capii che sarebbe nato qualcosa di meraviglioso. Grazie per aver reso la vita universitaria e la città un posto migliore. Sei stato supporto fondamentale nei momenti belli e brutti, universitari e della vita. Sono sempre stata una persona solitaria, ma con te la vita ha preso colori nuovi, e un gusto diverso a condividere momenti e passioni. Grazie perché ogni giorno guardi con me nella stessa direzione, indistintamente se c'è sole o piove. Ti amo.

Al mio relatore Valerio D'Alessandro, per le conoscenze trasmesse durante tutto il percorso di stesura dell'elaborato, spingendomi oltre i miei limiti, mi hai dato l'opportunità di arrivare dove sono adesso e per questo ti ringrazio.

Un piccolo ringraziamento alla mia community di Twitch. Mi avete sempre sopportato e supportato. Durante la mia quarantena, parlare e stare con voi era ogni volta una boccata d'aria fresca. Grazie di tutto!

Infine, dedico questa tesi a me stessa, ai miei sacrifici e alla mia tenacia che mi hanno permesso di arrivare fin qui.