

ALMA MATER STUDIORUM · UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

---

Scuola di Scienze  
Dipartimento di Fisica e Astronomia  
Corso di Laurea in Fisica

Ottimizzazione del design di una  
cavità ottica per la sanificazione  
dell'aria attraverso radiazione  
ultravioletta germicida

Relatore:  
Prof. Matteo Lombini

Presentata da:  
Lorenzo Moretti

Anno Accademico 2021/2022



# Abstract

A partire dal 2020, la pandemia da *SARS-CoV-2* si è diffusa a livello globale, destando l'interesse della comunità scientifica tutta nel prevenirne l'espansione e nel comprenderne i meccanismi caratteristici di trasmissione e inattivazione. La propagazione di questo virus avviene soprattutto grazie alla sospensione di aerosol nell'aria; dunque, al fine di ridurne il più possibile la diffusione in spazi chiusi, è necessario l'utilizzo di filtri sanificatori dell'aria che siano in grado di inattivare questo agente patogeno, oltre al distanziamento sociale e alle protezioni individuali.

Il lavoro di tesi presentato si pone concettualmente in linea con quanto appena affermato. In questo studio, infatti, viene presentato un filtro compatto per la sanificazione dell'aria attraverso radiazione ultravioletta germicida e ne vengono analizzate quantitativamente le prestazioni, variando la posizione delle sorgenti LED *UVC* al suo interno e considerando due pattern di emissione angolare differenti. Sebbene il dispositivo esaminato sia impiegabile in molteplici circostanze e per ulteriori tipi di microrganismi, in questo lavoro si è verificato come esso risulti alquanto efficace nell'inattivazione del virus *SARS-CoV-2*. In particolare, eseguendo delle simulazioni ottiche attraverso il programma di progettazione ottica *Zemax OpticStudio*<sup>®</sup>, si è potuto notare come il posizionamento di sorgenti LED nelle zone del dispositivo dove il flusso d'aria scorre più lentamente garantisca una maggiore frazione di agenti patogeni inattivati dall'esposizione alla radiazione. In questo caso specifico, la riduzione degli aerosol infettivi presenti nell'aria filtrata si attesta al 99.6%.



# Indice

<b>Introduzione</b>	<b>1</b>
<b>1 Design del filtro</b>	<b>4</b>
1.1 Considerazioni geometriche . . . . .	4
1.2 Riflettività e scattering . . . . .	5
1.3 Sorgente LED . . . . .	6
<b>2 Simulazioni ottiche</b>	<b>8</b>
2.1 Parametri di simulazione . . . . .	10
2.2 Detector . . . . .	11
2.3 Simulazioni ottiche con <i>Zemax</i> . . . . .	13
<b>3 Analisi dati</b>	<b>14</b>
3.1 Modello di inattivazione . . . . .	14
3.2 Ipotesi e semplificazioni . . . . .	15
3.3 Analisi dati . . . . .	16
<b>4 Risultati</b>	<b>21</b>
4.1 Sorgente priva di microlente . . . . .	21
4.1.1 Configurazione 1 . . . . .	21
4.1.2 Configurazione 2 . . . . .	21
4.1.3 Configurazione 3 . . . . .	23
4.2 Sorgente con microlente . . . . .	23
4.2.1 Configurazione 1 . . . . .	23
4.2.2 Configurazione 2 . . . . .	24
4.2.3 Configurazione 3 . . . . .	24
<b>Conclusioni</b>	<b>27</b>
<b>Appendice</b>	<b>29</b>
<b>Bibliografia</b>	<b>38</b>



# Introduzione

La pandemia da *SARS-CoV-2* [1] si è diffusa in tutto il mondo a partire dal 2020 e, da allora, molti sono gli studi condotti al fine di comprendere al meglio i meccanismi di trasmissione e inattivazione caratteristici di questo agente patogeno. Negli ultimi due anni, infatti, è aumentata progressivamente la sensibilità delle persone nell'assicurare le migliori condizioni di salute generale e di igiene negli ambienti, con lo scopo di salvaguardare la salute pubblica mondiale da agenti patogeni, batteri e virus presenti nell'aria.

Uno dei principali mezzi di propagazione di un virus è la sospensione di aerosol nell'aria [2-4], ovvero di piccole particelle virulente di dimensione massima pari a circa  $5 \mu m$  e con un tasso di sopravvivenza tale da rimanere in volo per diverse ore [5,6]. Downes e Blunt [7,8] furono i primi scienziati a intravedere le potenzialità dell'utilizzo della luce come meccanismo di inattivazione dei virus: in particolare, essi intuirono come quest'ultima, soddisfatte determinate condizioni favorevoli, avesse la capacità di prevenire la riproduzione di questi organismi. Da studi condotti successivamente [9] è emerso, infatti, che la cosiddetta radiazione ultravioletta germicida (*UVGI*) è in grado di inattivare efficacemente tutti i microrganismi presenti nell'aria, in quanto ne modifica il *DNA* o l'*RNA* [10] e impedisce loro di riprodursi. Affinché l'inattivazione abbia successo, ogni patogeno richiede una dose diversa di radiazione *UVC* [10,11] e, inoltre, il tasso di inattivazione dipende dalla lunghezza d'onda della sorgente irradiante [12]. Un ulteriore fattore che concorre all'efficacia della radiazione è da ricercarsi nell'umidità relativa (*UR*) dell'aria [13,14] in cui l'aerosol è disperso: è dimostrato che la suscettibilità dei microrganismi aumenta al diminuire dell'*UR*.

La pandemia da *SARS-CoV-2* ha accelerato la ricerca e lo sviluppo di applicazioni in grado di inattivare i patogeni mediante diverse tecnologie basate sull'utilizzo della luce [15]. In particolar modo, sono stati condotti numerosi studi sui prodotti e le procedure da utilizzare per la sanificazione degli ambienti prima del loro impiego, al fine di tutelare la salute di qualsiasi persona presente nelle aree sanificate. Le sorgenti più utilizzate per questo tipo di applicazioni sono le lampade a vapori di mercurio: ad oggi, esse vengono

utilizzate per la sanificazione delle superfici, dell'acqua e dell'aria; è probabile, però, che vengano sostituite in un futuro molto prossimo da diodi a emissione di luce *UVC* (LED) [16]: essi risultano più rispettosi dell'ambiente, in quanto non contengono metalli pesanti pericolosi, e più vantaggiosi sotto diversi aspetti, quali la bassa tensione di pilotaggio, il tempo di risposta molto rapido e il controllo diretto della loro intensità luminosa [17]. A questo scopo, già nel 2014 sono stati immessi sul mercato i primi LED a luce ultravioletta profonda, sviluppati da Isamu Akasaki e Hiroshi Amano [18]. Ad oggi, diversi studi sono stati in grado di quantificarne l'efficacia sanificante per diversi tipi di superfici [12,19], acqua [20] e aria [21,22] e, attualmente, queste sorgenti LED sono disponibili in più lunghezze d'onda all'interno dell'intervallo germicida [23].

Questo lavoro di tesi si propone di ottimizzare l'efficacia di un filtro compatto per la sanificazione dell'aria tramite luce *UVC*. Nonostante la potenza di emissione delle sorgenti LED attualmente disponibili sia dell'ordine di decine o poche centinaia di milliwatt, risultando dunque inferiore all'emissione della lampada a vapori di mercurio (la quale si attesta a diversi watt), l'efficacia del dispositivo presentato è garantita dalla presenza di superfici altamente riflettenti e dal particolare posizionamento delle sorgenti. Quest'ultimo è stato studiato in modo da superare l'apparente debolezza dei LED e affinché il design del filtro risulti compatto, leggero ed efficace. Infatti, una possibile applicazione del dispositivo proposto è da ricercarsi nella sanificazione dell'aria espirata da pazienti infetti ospedalizzati, che vengono trattati con ventilazione assistita mediante caschi a pressione positiva continua delle vie aeree (*CPAP*): quest'ultimi sono strumenti strategici per la cura dei pazienti colpiti da *SARS-CoV-2* e le loro dimensioni, assieme al loro peso, sono molto importanti per garantire agli infetti un facile indossamento. Dal momento in cui l'aerosol esalato nella stanza dai pazienti è in grado di causare la trasmissione virale del patogeno agli operatori sanitari [24], attualmente vengono utilizzati dei filtri monouso scambiatori di calore e umidità (*HME*) che devono essere sostituiti ogni 24 ore circa per assicurare un corretto filtraggio dell'aria [25-27]. Il filtro *UVC* proposto, invece, sarebbe un sostituto efficace, in quanto più duraturo, autopulente e con un grande margine di miglioramento delle proprie condizioni operative: quando i LED *UVC* diventeranno ancora più potenti ed efficienti, sarà possibile creare dispositivi di sanificazione (anche portatili) sempre più compatti e in grado di sanificare flussi d'aria maggiori.

Alla luce di queste considerazioni, il lavoro di tesi presentato è volto all'ottimizzazione del dispositivo sopracitato: si è studiato, in particolare, come la diversa posizione delle sorgenti all'interno dello strumento e l'utilizzo di fonti di luce *UVC* differenti possano



concorrere al miglioramento dell'efficacia del filtro, in termini di capacità di abbattimento della maggior quantità di carica microbica presente nel flusso d'aria infetta.

Al fine di effettuare quanto detto finora, per questo studio è stato utilizzato il programma di progettazione ottica *Zemax OpticStudio*<sup>®</sup>. Esso viene impiegato per progettare e analizzare sistemi ottici, quali obiettivi per fotocamere e sistemi di illuminazione, e funziona tramite *ray tracing*, modellando la propagazione dei raggi attraverso un sistema ottico. *OpticStudio* può eseguire il *ray tracing* in due modalità: *sequenziale standard* e *non sequenziale*. In modalità sequenziale, i raggi sono costretti alla propagazione da un oggetto all'altro, rendendo la suddetta modalità ideale per l'analisi di sistemi di *imaging*. Se, invece, si ha necessità di lavorare con un sistema che richiede maggiore flessibilità, la modalità non sequenziale è la più adatta: quest'ultima consente ai raggi di propagarsi attraverso i componenti ottici in qualsiasi ordine e permette di dividere, disperdere e riflettere i raggi su un oggetto che hanno già incontrato [28].

Questa proprietà rende la modalità non sequenziale ideale per questo lavoro di tesi, in quanto rappresenta lo strumento più adatto all'ottimizzazione delle prestazioni del filtro presentato. L'utilizzo del *ray tracing* non sequenziale, infatti, implica che non esista una sequenza predefinita di superfici che i raggi tracciati debbano colpire. Quali oggetti vengono incontrati dai raggi viene determinato esclusivamente dalle loro posizioni fisiche, dalle loro proprietà e dalle direzioni dei raggi stessi. Quest'ultimi possono colpire qualsiasi parte di qualsivoglia oggetto e possono incidere sullo stesso oggetto più volte o non colpirlo affatto. Inoltre, nella modalità non sequenziale, le capacità di modellazione delle sorgenti dei raggi luminosi sono molto più complete rispetto alla modalità sequenziale: mentre in quest'ultima le sorgenti sono puntiformi e devono essere posizionate soltanto sulla superficie dell'oggetto, in quella non sequenziale esse possono essere inserite con qualsiasi orientamento e persino all'interno di altri oggetti [28].

# Capitolo 1

## Design del filtro

Nell'ambito della sanificazione delle superfici tramite radiazione *UVC*, la grandezza fisica alla quale si è soliti fare riferimento è l'*irradianza*. Essa è definita come la potenza radiale totale proveniente da tutte le direzioni ed incidente su un elemento di superficie infinitesima  $\delta S$  contenente l'elemento in esame, divisa per  $\delta S$ , con le tipiche unità di misura del SI  $mW/cm^2$  [29]. L'irradianza viene generalmente utilizzata quando la direzioni di arrivo della luce prodotta da una singola sorgente sono monodirezionali [30,31], oppure, nel caso di più sorgenti, quando i sensori utilizzati per la misura dell'intensità luminosa possono essere orientati verso le sorgenti, in modo da calcolare l'irradianza media sulla faccia del sensore stesso [14,32].

Un'ulteriore grandezza fisica ampiamente utilizzata nell'ambito della sanificazione delle superfici è l'*irraggiamento*, definito come l'energia radiale totale proveniente da tutte le direzioni e passante attraverso una sfera infinitamente piccola di sezione trasversa  $\delta A$ , divisa per  $\delta A$ , con unità di misura del SI  $mJ/cm^2$ . L'irraggiamento è talvolta chiamato anche *dose UV*, in quanto è il prodotto tra l'irradianza e il tempo di esposizione alla radiazione del flusso d'aria, espresso in secondi.

### 1.1 Considerazioni geometriche

Il filtro per la sanificazione dell'aria presentato in questo lavoro di tesi è un dispositivo composto da più elementi: una cavità centrale di superficie cilindrica, il cui compito è aumentare la densità di potenza delle sorgenti e confinare il più possibile la luce all'interno del suo volume; cinque piastre formate da 3 LED ciascuna, posizionate

all'interno della superficie cilindrica centrale e appositamente realizzate per seguirne la curvatura; due superfici cilindriche laterali, dette flange, che possono essere collegate ai tubi dell'aria in ingresso e in uscita e che si assume assorbano eventuali raggi fuoriuscenti dalla superficie centrale (*Fig. 1.1*).

Nonostante siano molteplici le geometrie utilizzabili per ottimizzare il funzionamento del filtro, la scelta di impiegare forme cilindriche per la sua realizzazione è stata dettata da diversi fattori: oltre ad essere di più semplice costruzione, i profili arrotondati delle cavità aumentano la velocità del flusso d'aria all'interno del dispositivo e riducono la perdita di luce attraverso i fori di ingresso e di uscita.

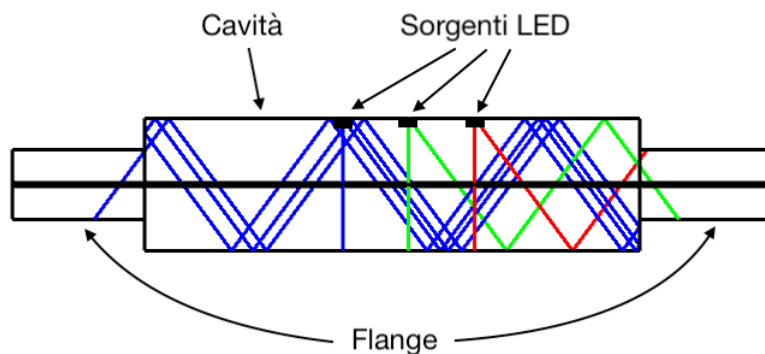


Figura 1.1: *Sezione longitudinale del filtro in cui è stato evidenziato, per semplicità, uno solo dei cinque array di sorgenti LED.*

## 1.2 Riflettività e scattering

Come brevemente accennato nel *Par. 1.1*, il funzionamento del filtro per la sanificazione dell'aria si basa sull'amplificazione dell'irradianza della luce all'interno dello stesso. Questo fenomeno fisico ha luogo quando le superfici colpite dalla radiazione sono molto riflettenti e, a causa di ciò, generano riflessioni multiple dei raggi che le intercettano. Una volta nota la riflettività  $R$  del materiale delle superfici utilizzate, è possibile quantificare l'effetto di tale fenomeno fisico: infatti, detta  $p_0$  la potenza iniziale di un raggio, essa verrà ridotta di un fattore  $R$  in seguito ad ogni riflessione del raggio stesso e, dopo  $n$  riflessioni, la potenza finale sarà  $p_0 \cdot R^n$ . Supponendo che tutta la luce

rimanga confinata all'interno della cavità ottica, il contributo della potenza del raggio alla densità di potenza interna complessiva sarà:

$$p_{tot} = p_0 + p_0 \cdot R + p_0 \cdot R^2 + \dots + p_0 \cdot R^n \xrightarrow{n \rightarrow \infty} p_0 \cdot \frac{1}{1 - R} \quad (1.1)$$

In realtà, parte della luce fuoriesce dalla cavità centrale e viene assorbita dalle flange o colpisce la sorgente LED che, non essendo perfettamente riflettente, riduce il fattore di amplificazione rispetto all'*Eq. 1*. In ogni caso, la riflettività delle superfici interne è un parametro fondamentale per l'efficienza del filtro.

Nel lavoro di tesi effettuato, si è assunto che la riflessione dei raggi all'interno del filtro fosse perfettamente speculare. In particolare, lo *scattering* della luce è stato simulato considerando che la superficie interna della cavità centrale fosse ricoperta di *Alanod MIRO UV C* [33], rivestimento precedentemente testato alle lunghezze d'onda di emissione dei LED utilizzati e risultato possedere riflettività  $R = 0.9$ . L'utilizzo di questo materiale è giustificato dal fatto che esso, rispetto a materiali riflettenti ordinari, offre una più elevata efficienza in termini di riflettività e una maggiore durata di utilizzo. Solitamente, infatti, i materiali convenzionali soffrono di un calo della riflettività legato al tempo d'impiego, mentre *Alanod MIRO UV C* promette un più duraturo utilizzo ottenuto grazie all'uso di uno speciale strato protettivo: nei test effettuati dalla casa produttrice, la sua durata è risultata superare le 1000 ore con una variazione di riflettività inferiore all'1%.

### 1.3 Sorgente LED

Il pattern di emissione angolare di un dato LED è fornito direttamente dal produttore ed è solitamente definito in coordinate polari. I pattern di emissione dei LED più comuni variano con l'angolo polare  $\alpha$ , ma sono uniformi nella direzione azimutale. Tra i LED commerciali potenzialmente impiegabili per la realizzazione del filtro, nelle simulazioni ottiche che verranno descritte nel *Cap. 2* è stato scelto di utilizzare il modello *6060 SMD* prodotto da *Laser Components*<sup>®</sup> [34], il cui chip ha dimensioni  $6 \times 6 \text{ mm}$ , flusso radiale pari a  $100 \text{ mW}$ , lunghezza d'onda centrale di  $272 \text{ nm}$  e angolo polare  $\alpha$  di ampiezza  $150^\circ$ . Per le simulazioni ottiche è stato utilizzato il profilo di emissione rappresentato dalla curva rossa normalizzata nel grafico in *Fig. 1.2*. Ogni sorgente, però, è inserita all'interno di una microlente cava al quarzo [35] montata direttamente sul chip (*Fig. 2.1*) e ciò comporta una diminuzione dell'angolo di emissione del LED. Tale

riduzione attesta l'ampiezza dell'angolo polare a  $\alpha \sim 30^\circ$  ed è dovuta, in parte, alla riflessione dei raggi all'interno della microlente e all'assorbimento del quarzo. La curva blu presente nel grafico polare normalizzato in Fig. 1.2 mostra un pattern di emissione simulato per un LED con microlente.

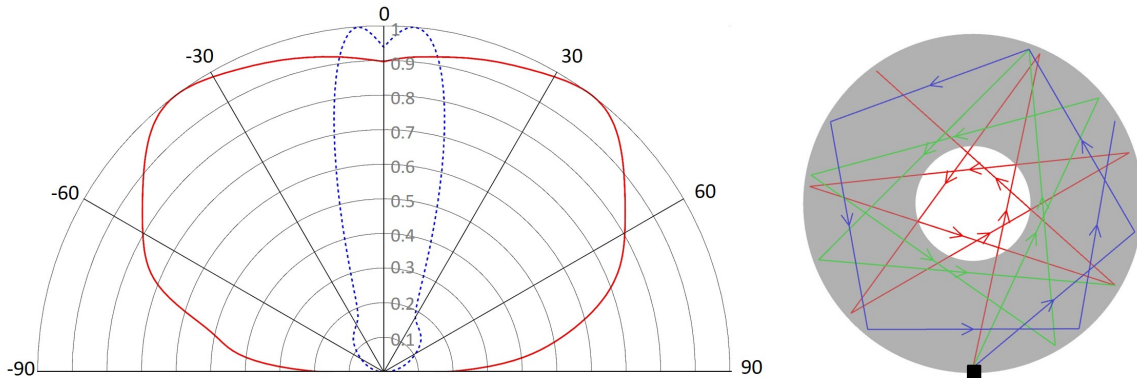


Figura 1.2: A sinistra: profilo di emissione dei LED (normalizzato) in coordinate polari per i due diversi angoli di emissione utilizzati nelle simulazioni; il semi-angolo di emissione  $\alpha$  rappresenta l'angolo a cui l'intensità della radiazione risulta pari a metà dell'intensità massima. A destra: percorsi di raggi diversi emessi da una sorgente puntiforme all'interno di una superficie circolare riflettente; l'angolo di emissione del raggio viene mantenuto dopo ogni riflessione speculare fino a quando tutta la sua energia è completamente assorbita o, nel caso delle simulazioni ottiche, finché l'energia scende al di sotto di una soglia predefinita.

## Capitolo 2

# Simulazioni ottiche

Per questo lavoro di tesi è stato utilizzato il noto programma di progettazione ottica *Zemax OpticStudio*<sup>®</sup>, al fine di effettuare il *ray tracing* e analizzare le prestazioni del filtro di sanificazione. La decisione di impiegare il suddetto software è stata suggerita dai numerosi altri studi che se ne sono serviti per modellizzare il funzionamento di ulteriori sistemi ottici: ad esempio, *OpticStudio*<sup>®</sup> è stato efficacemente impiegato per stimare le prestazioni di dispositivi *UVGI*, come le camere di decontaminazione [36,37], oppure per valutare la distribuzione dell'irradianza per diversi valori di riflettività delle superfici e differenti configurazioni delle sorgenti utilizzate [38].

Come illustrato nel capitolo precedente, il design del dispositivo di sanificazione presentato in questo studio è essenziale: una superficie cilindrica in cui sono state praticate delle piccole aperture quadrate non riflettenti di 6 mm di lato, contenenti ciascuna il LED di cui nel *Par. 1.3*. Le sorgenti sono disposte simmetricamente rispetto all'asse ottico in 5 *array* da 3 LED ciascuno, per un totale di 15 diodi e 1.5 W di potenza; la loro disposizione uniforme, inoltre, garantisce la simmetria dell'irradianza della luce all'interno del volume del filtro. L'efficienza della conversione in fotoni della potenza dei LED *UVC* in commercio è ancora molto bassa rispetto ai dispositivi ottimizzati per altre lunghezze d'onda: ad esempio, risulta inferiore del 10% rispetto alla tecnologia *blue LED* di recente sviluppo [39]; dunque, la maggior parte dell'energia elettrica viene convertita in calore e sono necessari alcuni mezzi per dissiparlo. Per questo motivo, è stato scelto di equispaziare le lenti di uno stesso *array* di 20 mm, considerando possibili problemi di dissipazione del calore.

Come precedentemente accennato, ogni LED è inglobato da una superficie semi-sferica al quarzo, una lente con potere ottico il cui compito è quello di proteggere il chip che

racchiude (*Fig. 2.1*), a discapito di un'inevitabile riduzione dell'angolo di emissione della radiazione. Nelle simulazioni effettuate, però, questa cupola è stata progettata come una lente senza potenza ottica: essa ha la sola funzione di rifrangere e riflettere i raggi che colpiscono la sua superficie. Questa soluzione permette di scavalcare l'eventuale mancanza di informazioni sui parametri delle microlenti, quali raggio di curvatura, spessore e costante conica, e considerare comunque gli effetti ottici per i raggi in ingresso.

Alla luce di quanto appena detto, le simulazioni ottiche sono state eseguite considerando due pattern di emissione differenti della sorgente (vedi *Fig. 1.2*): uno con massimo angolo di emissione pari a  $\alpha \sim 150^\circ$ , corrispondente alla sorgente priva di microlente, e uno con  $\alpha \sim 30^\circ$ , relativo alla sorgente inglobata dalla microlente.

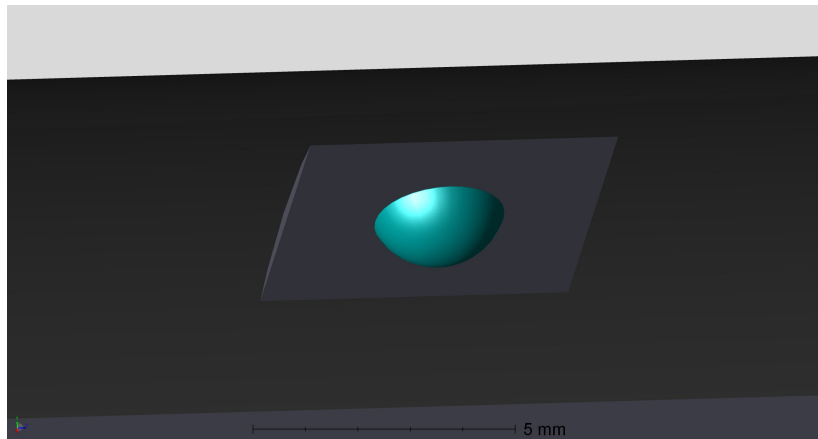


Figura 2.1: *Microlente semi-sferica al cui interno è posizionata la sorgente LED.*

Prima di discutere delle simulazioni ottiche, è necessario sottolineare quanto segue: in questo studio, l'assorbimento della radiazione *UV* da parte dell'aria può essere considerato trascurabile [40, 41]; anche la possibile rifrazione della luce da parte delle particelle di aerosol, che farebbe variare il percorso dei raggi, è stata esclusa per semplicità, poiché il suo effetto è piuttosto ridotto [42].

## 2.1 Parametri di simulazione

Prima di entrare nel dettaglio dell'impostazione dei parametri con cui è stata effettuata la simulazione, è utile specificare quanto segue: per ogni sorgente, la potenza di emissione e la distribuzione dell'angolo di emissione sono suddivise in un numero finito di raggi emessi in direzioni diverse, ciascuno dei quali trasporta la quantità di energia data dall'energia totale della sorgente divisa per il numero di raggi. I calcoli di *ray tracing* eseguiti dal software in questione proseguono fino a quando la potenza di un generico raggio è scesa al di sotto di una frazione definita  $p_{min}$  del valore iniziale o, altrimenti, quando viene raggiunto il numero massimo consentito di segmenti prodotti dal raggio di partenza. Considerando una riflettività  $R = 0.99$  e una frazione di potenza iniziale che il raggio deve possedere per essere abortito pari a  $p_{min} = 10^{-6}$ , il numero massimo di riflessioni ottenibili è circa 1400. Nelle simulazioni effettuate, quest'ultimo parametro, che prende il nome di *Maximum Intersection Per Ray*, è stato impostato a 4000 unità, risultando quindi di gran lunga sufficiente. Il numero massimo di segmenti prodotti da un raggio di partenza, detto *Maximum Segments Per Ray*, invece, è stato settato a 50000 unità.

È altresì necessario tenere conto del fatto che i fenomeni fisici di rifrazione e scattering possono aumentare esponenzialmente il numero di segmenti prodotti ad ogni interfaccia, che può raggiungere velocemente il valore massimo impostato e concludere la simulazione. Per questo motivo, al fine di evitare la terminazione del *ray tracing* con un raggio avente potenza ancora al di sopra della soglia, è stato scelto di generare un solo nuovo raggio ad ogni riflessione, impostando l'opzione *Simple Ray Splitting*: in un'ipotetica condizione in cui il raggio incidente sulla superficie può essere sia riflesso che rifratto, il software sceglie opportunamente in base alla probabilità di riflessione e rifrazione se rifletterlo o rifrangerlo, ma non lo divide in due ulteriori segmenti.

Infine, un adeguato campionamento dell'irradianza dell'aria all'interno del filtro è stato garantito da un numero sufficientemente elevato di raggi di partenza da ciascuna sorgente, chiaramente al prezzo di un tempo computazionale più elevato.

Per quanto riguarda i parametri fisici relativi al filtro, la simulazione è stata eseguita considerando la superficie cilindrica centrale come uno specchio riflettente al 90%, di dimensioni pari a 40 mm di diametro e 150 mm di lunghezza. La riflettività impostata è conforme a quanto riportato nelle specifiche dal fornitore del materiale di cui tale superficie è rivestita, l'*Alanod MIRO UV C*. Per determinare quantitativamente lo *scattering* caratteristico di questo materiale, sono state effettuate dal produttore delle misure su



di esso ed è stato fornito un file sperimentale riportante il suo comportamento. Tale file è stato dunque utilizzato nelle simulazioni per applicare alla superficie cilindrica le caratteristiche dell'*Alanod MIRO UV C* ricavate sperimentalmente.

Il tipo di scattering impostato per le simulazioni è quello *BSDF* (*Bidirectional Scattering Distribution Function*): più il raggio che colpisce la superficie risulta radente all'interfaccia (*i.e.* più l'ampiezza dell'angolo tra la direzione del raggio e la normale alla superficie si avvicina a  $90^\circ$ ), più l'effetto dello scattering è ridotto (*i.e.* il raggio segue la *legge di Snell* e lo *scattering* è approssimabile a quello speculare).

Ai due capi del filtro sono poste le flange: esse sono superfici cilindriche completamente assorbenti lunghe  $40\text{ mm}$  e con diametro pari a  $21\text{ mm}$ . Queste dimensioni risultano compatibili con quelle dei circuiti respiratori standard.

La lunghezza d'onda dei raggi impiegati nella simulazione è stata impostata a  $270\text{ nm}$ , conformemente alla lunghezza d'onda centrale della radiazione emessa dai LED forniti da *Laser Components*<sup>®</sup> [34].

## 2.2 Detector

Le prestazioni del filtro nelle simulazioni ottiche sono state valutate mediante l'utilizzo di un *detector*. Generalmente, i *detector* sono *array* piani o volumetrici che registrano la densità di potenza di tutti i raggi che ne attraversano la superficie o il volume, senza tenere conto del loro percorso effettivo all'interno del volume considerato; ciò permette, dunque, di misurare l'irraggiamento totale cui sono soggetti. Per la simulazione effettuata in questo studio, è stato impiegato un *detector* volumetrico (*Fig. 2.2*) formato da *voxel* cubici di lato  $1\text{ mm}$ , risultando quindi in un *array* tridimensionale con spessore  $1\text{ mm}$  e dimensioni trasverse pari a  $230\text{ mm}$  di lunghezza e  $39\text{ mm}$  di larghezza. La scelta di utilizzare un *detector* con larghezza leggermente inferiore al diametro del filtro è stata obbligata da fattori tecnici del software stesso: esso, infatti, non deve contenere le sorgenti, pena una condizione di errore e una simulazione non corretta dei dati; inoltre, tale valore dispari della larghezza consente di tenere traccia dell'irradianza cui sono soggette le particelle microbiche che seguono una traiettoria coincidente con l'asse ottico del filtro.

L'unità di misura della densità di potenza volumetrica  $p_V$  è  $W/m^3$ , mentre, quando si fa riferimento alle dosi di sanificazione dell'aria, viene normalmente utilizzata l'irradianza ( $W/m^2$ ). Inoltre, il flusso d'aria viene misurato in litri (o  $m^3$ ) su unità di tempo e il tasso

di sanificazione è calcolato in termini di riduzione di *CFU* (*Unità Formanti Colonie*) su  $m^3$ . In ogni caso, per essere congruente con l'unità di misura della dose di inattivazione dell'agente patogeno ( $W/m^2 \cdot tempo$ ), i valori di densità di potenza volumetrica delle simulazioni ottiche sono stati trasformati in densità di potenza superficiale  $p_S$  dei raggi che entrano nel cubo attraverso ciascuna delle sei superfici  $S_i$  per mezzo della seguente relazione:

$$\sum_{i=1}^6 (p_{S_i} \cdot S_i) = p_V \cdot V \quad (2.1)$$

Alla luce di quanto detto, l'irradianza risulta essere la somma delle sei densità di potenza di superficie  $p_{S_i}$  dei soli raggi in ingresso.

È stato verificato che la potenza totale che attraversa le superfici esterne dei *voxel* ha lo stesso valore della potenza volumetrica di un volume con le dimensioni dei cubi utilizzati; cambia soltanto l'unità di misura.

La misurazione della densità di potenza per l'intero volume interno del filtro si ottiene ruotando il *detector* attorno all'asse ottico del sistema e registrando i dati per un certo numero di angoli di rotazione; in particolare, per questo lavoro di tesi è stato scelto di compiere 12 rotazioni del *detector*, campionando l'irraggiamento a cui è soggetto variando la sua inclinazione di  $30^\circ$  alla volta. In questo modo è stato possibile calcolare l'irradianza per diverse distanze radiali, ipotizzata simmetrica attorno all'asse ottico.

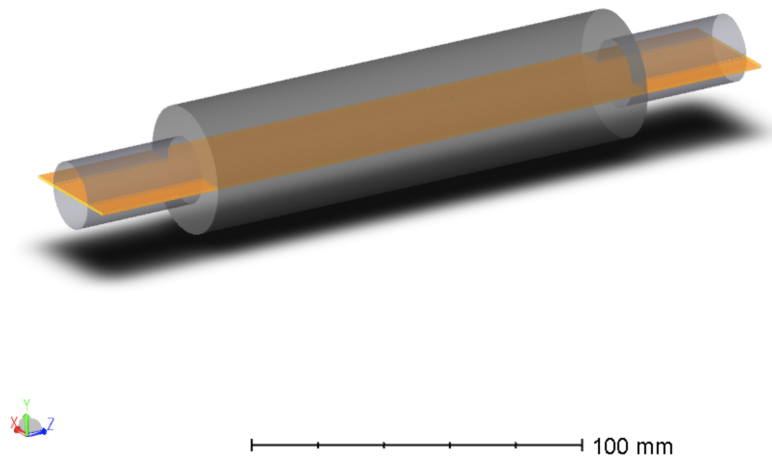


Figura 2.2: *Detector volumetrico.*

## 2.3 Simulazioni ottiche con *Zemax*

Per studiare il comportamento del flusso d'aria all'interno del filtro, sono state effettuate delle simulazioni fluidodinamiche realizzate per mezzo del software *Ansys CFX5*, assumendo una velocità d'ingresso dell'aria pari a  $v_i = 5 \text{ m/s}$  e un flusso laminare della stessa, in cui le traiettorie da essa assunte possono considerarsi indipendenti. Le suddette simulazioni hanno permesso di stimare la velocità dell'aria all'interno del dispositivo e, di conseguenza, il suo tempo di permanenza. Dalla *Fig. 2.3* si può facilmente osservare come tale velocità sia minore nella seconda metà del filtro, risultando in un tempo di permanenza maggiore all'interno dello stesso. Per questo motivo, le simulazioni ottiche oggetto di questo lavoro di tesi sono state eseguite variando la posizione delle sorgenti coerentemente a quanto osservato sopra, collocandole nelle zone del dispositivo in cui il tempo di permanenza dell'aria è maggiore. Ciò si traduce in una più elevata dose di irraggiamento cui è soggetto il flusso d'aria e, dunque, in una maggiore efficacia del filtro in termini di abbattimento della carica microbica.

Alla luce di queste considerazioni, le simulazioni ottiche sono state eseguite posizionando gli *array* di LED nelle 3 seguenti configurazioni: a  $100 \text{ mm}$ ,  $120 \text{ mm}$  e  $140 \text{ mm}$  dalla posizione di ingresso dell'aria nel filtro. È utile ricordare che gli *array* sono formati da 3 sorgenti ciascuno e, di conseguenza, tali configurazioni sono così composte: la prima da LED a  $100 \text{ mm}$ ,  $120 \text{ mm}$  e  $140 \text{ mm}$ ; la seconda da LED a  $120 \text{ mm}$ ,  $140 \text{ mm}$  e  $160 \text{ mm}$ ; la terza da LED a  $140 \text{ mm}$ ,  $160 \text{ mm}$  e  $180 \text{ mm}$ .

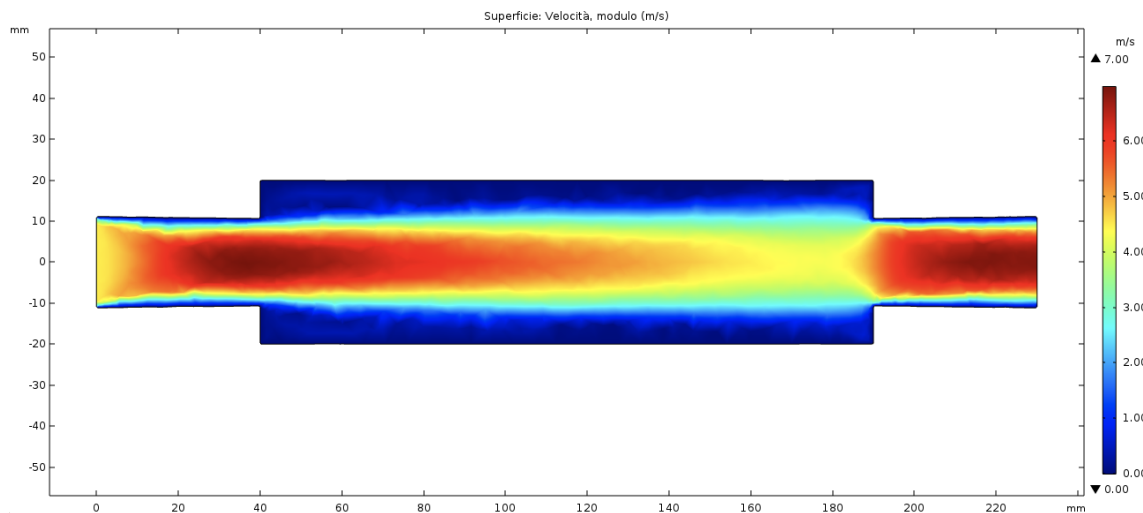


Figura 2.3: Simulazione fluidodinamica del flusso d'aria all'interno del filtro.

# Capitolo 3

## Analisi dati

### 3.1 Modello di inattivazione

L'inattivazione dei microrganismi è funzione dell'energia  $UV$  totale assorbita. Un modello comune per descrivere l'inattivazione microbica [10] è dato dalla seguente relazione esponenziale:

$$S = \frac{N}{N_0} = e^{-ktP} = e^{-kI} \quad (3.1)$$

dove  $S$  è la frazione di microrganismi che, in seguito all'esposizione a luce  $UVC$ , sono ancora attivi e possono riprodursi;  $N_0$  è il numero di microrganismi attivi prima dell'esposizione alla radiazione;  $N$  è il numero di microrganismi attivi dopo l'esposizione;  $k$  ( $cm^2/mJ$ ) è una costante specifica per ogni tipo di microrganismo ed indica la quantità di energia necessaria ad assicurarne l'inattivazione;  $P$  è l'irradianza;  $t$  è l'intervallo di tempo in cui l'aria permane nel filtro;  $I$  è l'irraggiamento ( $mJ/cm^2$ ).

Se la velocità d'ingresso dell'aria nel filtro è nota, è utile introdurre l'irraggiamento equivalente  $I_{eq}$ , ovvero la potenza che consente ad una frazione  $S_v$  di patogeni di non essere inattivati. Essa è calcolata tramite i seguenti passaggi:

$$S_v = e^{-kI_{eq}t} \longrightarrow I_{eq} = -\frac{\log(S_v)}{k} \quad (3.2)$$

Adottando una scala logaritmica, si osserva che  $S_v$  varia linearmente con l'irraggiamento per valori al di sopra di  $D_{90}$ , quantità corrispondente all'inattivazione del 90% dei micror-

ganismi considerati. Al di sotto di questa soglia, invece, i processi descritti producono il cosiddetto “*effetto spalla*”, dove il decadimento del patogeno è pressoché costante [10]. È utile dunque introdurre la grandezza *riduzione logaritmica* per riferirsi alla percentuale di microrganismi inattivati dalla radiazione. In particolare, una riduzione  $\log 1$  comporta l’inattivazione del 90% dei patogeni, una riduzione  $\log 2$  implica l’inattivazione del 99% di essi e una riduzione  $\log 3$  è associata all’inattivazione del 99.9% degli aerosol in questione.

Il microrganismo cui si è deciso di fare riferimento in questo studio è il virus *SARS-CoV-2*. Per inattivare questo patogeno, è stata sperimentalmente verificata la necessità di un irraggiamento di circa  $3 - 4 \text{ mJ/cm}^2$  per produrre una riduzione logaritmica dei patogeni almeno pari a  $\log 3$  [19, 43, 44]. Dall’Eq. 4, quindi, è possibile ricavare il valore della costante  $k$ , che risulta essere  $k \approx 1$ .

Per ottenere l’irraggiamento cui sono soggetti i patogeni in sospensione nel flusso d’aria, sono stati combinati i valori dell’irradianza, ottenuti tramite *Zemax*, con le simulazioni fluidodinamiche di cui nel capitolo precedente. Conseguentemente, è stato possibile calcolare la frazione  $S$  di microrganismi non inattivati dalla radiazione *UVC*.

## 3.2 Ipotesi e semplificazioni

Sulla base delle simulazioni ottiche e fluidodinamiche effettuate, sono state eseguite le seguenti semplificazioni e asserzioni:

- la traiettoria di una singola particella viene calcolata a partire dalla distanza radiale alla quale entra all’interno del dispositivo. Il flusso d’aria, infatti, è suddiviso in  $n$  traiettorie assiali, discretizzate come sottili tubi di sezione trasversa circolare, composte ciascuna da  $n_z$  volumi infinitesimi che seguono il percorso della particella;
- l’aria è soggetta ad un flusso laminare e non avvengono intersezioni delle traiettorie assunte dagli aerosol all’interno del filtro. Ciò implica che ogni percorso sia indipendente dagli altri;
- non vengono considerate le regioni del filtro soggette a turbolenze, ovvero quelle evidenziate in *Fig. 3.1*.



Figura 3.1: *Regioni del filtro soggette a turbolenze delle correnti d'aria.*

### 3.3 Analisi dati

Per quantificare l'efficienza del filtro in termini di frazione di microrganismi sopravvissuti all'esposizione a radiazione *UVC*, sono stati analizzati i dati ottenuti tramite le simulazioni ottiche. Tale analisi è stata eseguita implementando un apposito programma scritto nel linguaggio di programmazione *C++*, riportato integralmente nella sezione *Appendice*.

Prima di descrivere quanto realizzato per mezzo del codice, è utile riportare di seguito ciò che è stato ottenuto dalle simulazioni ottiche, al fine di comprendere al meglio il programma:

- per ciascuno dei pattern di emissione angolare della radiazione, sono state considerate tre configurazioni delle sorgenti all'interno del dispositivo (vedi *Cap. 2*);
- per ognuna delle suddette configurazioni, è stata simulata l'irradianza cui è soggetto il flusso d'aria all'interno dell'intero volume del dispositivo ruotando il *detector* attorno all'asse ottico del filtro.

In particolare, il campionamento della potenza dei raggi incidenti sul *detector* avviene per 12 diverse rotazioni dello stesso; ciò comporta che, per ogni configurazione delle sorgenti, sono stati ottenuti 12 diversi file di testo riportanti l'irradianza ad una determinata inclinazione del rivelatore.

A questo punto, è possibile descrivere nei particolari il codice realizzato per l'analisi dati. Per prima cosa, ciascuno dei 12 file contenenti i valori dell'irradianza è stato opportunamente modificato, al fine di eliminarne i dati non rilevanti per l'analisi – quali, ad

esempio, i parametri di simulazione – e di estrarne quelli d’interesse. In questi file di testo, i valori dell’irradianza sono organizzati sotto forma di matrice bidimensionale  $[i] \times [j]$  con dimensioni  $230 \times 39$  ed a ciascuna posizione  $[i; j]$  è associata la potenza registrata dal corrispettivo *voxel* del *detector*. In totale, dunque, sono state estratte dai file 12 matrici bidimensionali  $230 \times 39$ , riportanti i valori della potenza dei raggi incidenti su ogni singolo *voxel* del *detector* a diversi angoli di rotazione dello stesso.

In seguito, ciascuna matrice bidimensionale è stata utilizzata per generare un’unica matrice tridimensionale  $[i] \times [j] \times [k]$  di dimensioni  $230 \times 39 \times 12$ , composta dalle singole matrici  $230 \times 39$  collocate l’una sopra l’altra. Nel codice, questa matrice prende il nome di *matrix3D*. In questo modo, è stato possibile ottenere una matrice tridimensionale riportante i valori dell’irradianza rilevati dal *detector* ad ogni sua rotazione. In particolare, alle posizioni  $[i; j; k]$  con indici  $i, j$  fissi e  $k$  variabile sono associati i valori dell’irradianza registrati dal *detector* ad ogni sua rotazione per una determinata distanza radiale dall’asse del filtro.

Una volta ottenuta tale matrice tridimensionale, è stata calcolata la media aritmetica tra tutti i valori occupanti le posizioni  $[i; j; k]$  con indici  $i, j$  fissi e  $k$  variabile, al fine di ottenere il valore medio dell’irradianza cui è soggetta una particella che segue una traiettoria lineare ad una specifica distanza radiale dall’asse ottico del dispositivo.

A questo punto, i risultati delle medie aritmetiche di cui sopra sono stati inseriti in un’ulteriore matrice bidimensionale  $230 \times 39$ . Nel codice, questa matrice prende il nome di *matrix\_mean*.

Come si può notare dalla *Fig. 3.2*, però, il *detector* è un parallelepipedo di dimensioni trasverse maggiori rispetto a quelle del dispositivo; ciò implica che i valori da esso registrati all’esterno della cavità centrale e delle flange, ovvero quelli evidenziati in *Fig. 3.3*, non siano d’interesse per l’analisi dati e occorre eliminarli.

Per escludere questi dati dall’analisi, è stata creata un’ulteriore matrice bidimensionale, chiamata *filter*, anch’essa di dimensioni  $230 \times 39$ . Essa è composta dai soli valori 0 e 1, opportunamente organizzati al suo interno al fine di “filtrare” *matrix\_mean* dai suddetti dati, eseguendone il *prodotto di Hadamard* con *filter*. In particolare, le celle  $[i; j]$  di quest’ultima assumono valore 0 nei seguenti intervalli di  $i, j$ , corrispondenti alle zone evidenziate in *Fig. 3.3*, e valore 1 altrimenti:

- $i \in [0; 39] \wedge j \in [0; 8]$ ;
- $i \in [0; 39] \wedge j \in [30; 39]$ ;

- $i \in [190; 229] \wedge j \in [0; 8]$ ;
- $i \in [190; 229] \wedge j \in [30; 39]$ .

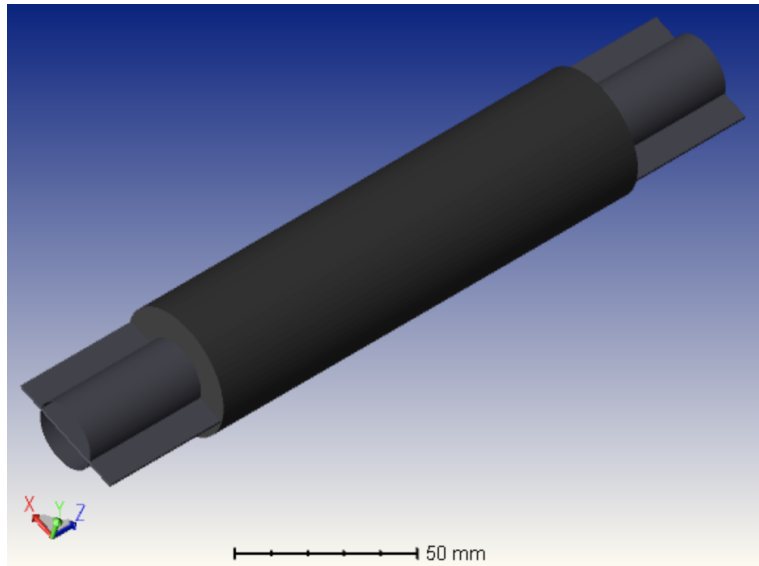


Figura 3.2: *Filtro con detector volumetrico.*

Effettuando il *prodotto di Hadamard* tra le matrici *matrix\_mean* e *filter*, dunque, è stato possibile ottenere la matrice *matrix\_mean\_filtered*, i cui valori non nulli sono soltanto quelli relativi all'irradianza registrata dal *detector* all'interno del filtro e delle flange.

Come precedentemente accennato, dalle simulazioni fluidodinamiche effettuate si è osservato che le regioni del filtro evidenziate in Figura 6 sono soggette a turbolenza dell'aria. Questo implica la necessità di una trattazione più complessa dovuta alle traiettorie casuali assunte dagli aerosol. Per semplicità, quindi, si è scelto di non considerare i valori dell'irradianza registrati dal *detector* nelle suddette regioni all'interno del filtro. È utile sottolineare che quanto appena detto non comporta alcuna perdita di validità per i risultati ottenuti da questo studio: infatti, nelle zone soggette a turbolenza, il tempo di permanenza dell'aria è maggiore e ciò implica che i microrganismi in essa dispersi siano esposti più a lungo alla radiazione. Quelli che seguono traiettorie pressoché lineari e parallele nella zona centrale del filtro, invece, permangono nel dispositivo per un tempo minore e sono soggetti ad una quantità di radiazione inferiore. Alla luce di ciò, la probabilità che i patogeni presenti nelle regioni con turbolenza vengano inattivati è maggiore



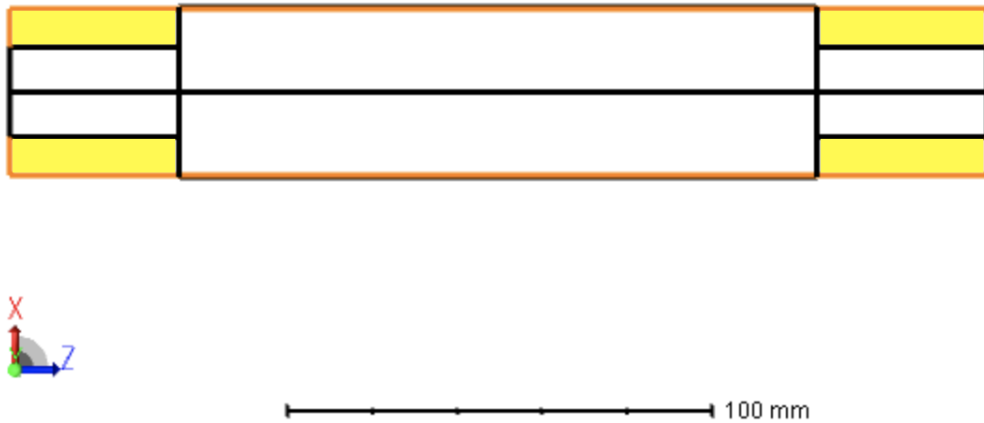


Figura 3.3: Regioni del detector i cui valori dell'irradianza non sono d'interesse per l'analisi dati.

e, dunque, analizzare le prestazioni del filtro per gli aerosol che ne attraversano la sola zona centrale risulta un limite inferiore per la validità generale dei risultati ottenibili con questo dispositivo. I risultati ottenuti e presentati nel prossimo capitolo, dunque, sono frutto di un'analisi conservativa delle prestazioni del filtro.

A questo punto, è chiaro che da *matrix\_mean\_filtered* debbano essere esclusi i valori dell'irradianza corrispondenti alle zone del dispositivo soggette a turbolenza. In realtà, è utile tenere conto anche di quanto segue: le traiettorie descritte dall'aria nella regione centrale del filtro possono considerarsi simmetriche rispetto all'asse ottico dello stesso e, con esse, anche la potenza della luce emessa dalle sorgenti. Ciò comporta che non sia necessario considerare tutti i valori dell'irradianza riportati in *matrix\_mean\_filtered* per quantificare l'efficienza del filtro: infatti, è sufficiente considerare solo quelli compresi in una delle due metà della parte centrale della suddetta matrice. In particolare, per questo lavoro di tesi, i valori dell'irradianza considerati sono quelli per cui l'indice  $j$  varia nell'intervallo [19; 29].

Tenuto conto della turbolenza e della simmetria del sistema, si è dunque ottenuta una matrice  $230 \times 11$  chiamata *mat\_center* e corrispondente ai valori registrati dalla sezione del *detector* evidenziata in *Fig. 3.4*.

In seguito, i valori dei tempi di permanenza dell'aria all'interno del filtro – contenuti in uno specifico file sperimentale ottenuto tramite le simulazioni fluidodinamiche – sono stati inseriti in una matrice  $11 \times 230$  dal nome *time* di cui, per esigenze computazionali,

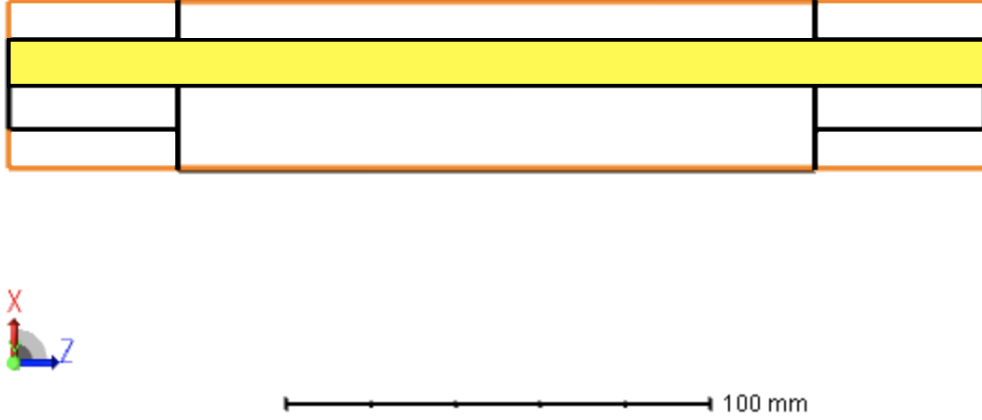


Figura 3.4: Regione del detector i cui valori dell’irradianza registrati sono riportati in “mat\_center”.

è stato necessario calcolare la matrice trasposta. A questo punto, è stato possibile computare la frazione di microrganismi sopravvissuti alla radiazione e che hanno seguito la  $z - ima$  traiettoria all’interno del filtro nel modo seguente:

$$S_z = \prod_n S_{z,n} = e^{-k \sum_n t_{z,n} p_{z,n}} \quad (3.3)$$

dove il pedice  $n$  indica il *voxel*  $n - imo$  lungo il percorso della particella. Per computare  $S_z$ , è stato prima eseguito il *prodotto di Hadamard* tra *mat\_center* e la matrice trasposta di *time*, ottenendo la matrice *dose*  $[n] \times [z]$  di dimensioni  $230 \times 11$  riportante l’irraggiamento cui sono soggetti i microrganismi all’interno del filtro; in seguito, è stato computato  $S_z$  per ciascuna possibile traiettoria seguita dalla particella, fissando la colonna  $z - ima$  della matrice *dose* e sommandone i valori corrispondenti per ogni riga.

In conclusione, è stata calcolata la frazione totale  $S_v$  di microrganismi sopravvissuti alla radiazione *UVC*. Questa è data dalla somma di tutte le singole  $S_z$ , ciascuna pesata per la frazione di patogeni  $a_z$  che hanno intrapreso il percorso  $z - imo$ . In particolare, ciascuna  $a_z$  è stata calcolata come il rapporto tra la superficie dell’anello circolare di raggio unitario contenente la traiettoria in questione e la superficie trasversa della flangia.

# Capitolo 4

## Risultati

L'analisi dei dati ottenuti tramite le simulazioni effettuate ha generato dei risultati in completo accordo con le previsioni sperimentali per entrambe le sorgenti utilizzate e per ciascuna loro configurazione considerata. In questo capitolo vengono dunque riportati i risultati conseguiti per mezzo dell'analisi descritta nel *Par. 3.3*.

### 4.1 Sorgente priva di microlente

#### 4.1.1 Configurazione 1

Per questa configurazione, in cui gli *array* di LED sono posti a 100 *mm*, 120 *mm* e 140 *mm* dalla flangia d'ingresso, il valore della frazione totale di microrganismi ancora attivi in seguito all'esposizione alla radiazione *UVC* risulta essere  $S_v = \mathbf{0.00413}$ , ovvero circa il 4‰ del numero iniziale di patogeni in ingresso nel filtro. Questo risultato è stato ottenuto computando i dati riportati in *Tab. 4.1* secondo quanto discusso nel *Par. 3.3*.

#### 4.1.2 Configurazione 2

Per questa configurazione, in cui gli *array* di LED sono posti a 120 *mm*, 140 *mm* e 160 *mm* dalla flangia d'ingresso, il valore della frazione totale di microrganismi ancora attivi in seguito all'esposizione alla radiazione *UVC* risulta essere  $S_v = \mathbf{0.00460}$ , ovvero circa il 5‰ del numero iniziale di patogeni in ingresso nel filtro. Questo risultato è stato ottenuto computando i dati riportati in *Tab. 4.2* secondo quanto discusso nel *Par. 3.3*.

## Senza microlente – Configurazione 1

Traiettoria	Irraggiamento ( $mJ/cm^2$ )	$S_z$
0	5.10	0.00608
1	5.07	0.00629
2	5.06	0.00632
3	5.09	0.00615
4	5.16	0.00574
5	5.22	0.00541
6	5.28	0.00510
7	5.41	0.00448
8	5.54	0.00392
9	5.82	0.00298
10	6.24	0.00195

Tabella 4.1: Valori dell'irraggiamento e della frazione di microrganismi non inattivati  $S_z$  per ogni traiettoria considerata all'interno della regione centrale del filtro.

## Senza microlente – Configurazione 2

Traiettoria	Irraggiamento ( $mJ/cm^2$ )	$S_z$
0	5.018	0.00661
1	4.98	0.00689
2	4.97	0.00694
3	5.00	0.00673
4	5.06	0.00631
5	5.12	0.00596
6	5.18	0.00563
7	5.29	0.00499
8	5.42	0.00440
9	5.69	0.00337
10	6.09	0.00226

Tabella 4.2: Valori dell'irraggiamento e della frazione di microrganismi non inattivati  $S_z$  per ogni traiettoria considerata all'interno della regione centrale del filtro.

### 4.1.3 Configurazione 3

Per questa configurazione, in cui gli *array* di LED sono posti a 140 *mm*, 160 *mm* e 180 *mm* dalla flangia d'ingresso, il valore della frazione totale di microrganismi ancora attivi in seguito all'esposizione alla radiazione *UVC* risulta essere  $S_z = \mathbf{0.00537}$ , ovvero circa il 5‰ del numero iniziale di patogeni in ingresso nel filtro. Questo risultato è stato ottenuto computando i dati riportati in *Tab. 3* secondo quanto discusso nel *Par. 4.3*.

Senza microlente – Configurazione 3

Traiettoria	Irraggiamento ( $mJ/cm^2$ )	$S_z$
0	4.87	0.00766
1	4.83	0.00799
2	4.83	0.00801
3	4.85	0.00783
4	4.91	0.00735
5	4.97	0.00691
6	5.03	0.00652
7	5.15	0.00580
8	5.28	0.00511
9	5.53	0.00396
10	5.89	0.00274

Tabella 4.3: Valori dell'irraggiamento e della frazione di microrganismi non inattivati  $S_z$  per ogni traiettoria considerata all'interno della regione centrale del filtro.

## 4.2 Sorgente con microlente

### 4.2.1 Configurazione 1

Per questa configurazione, in cui gli *array* di LED sono posti a 100 *mm*, 120 *mm* e 140 *mm* dalla flangia d'ingresso, il valore della frazione totale di microrganismi ancora attivi in seguito all'esposizione alla radiazione *UVC* risulta essere  $S_z = \mathbf{0.00369}$ , ovvero

circa il 4‰ del numero iniziale di patogeni in ingresso nel filtro. Questo risultato è stato ottenuto computando i dati riportati in *Tab. 4.4* secondo quanto discusso nel *Par. 3.3*.

#### Con microlente – Configurazione 1

Traiettoria	Irraggiamento ( $mJ/cm^2$ )	$S_z$
0	5.45	0.00431
1	5.40	0.00451
2	5.39	0.00458
3	5.38	0.00459
4	5.41	0.00449
5	5.41	0.00446
6	5.41	0.00449
7	5.47	0.00419
8	5.57	0.00379
9	5.79	0.00305
10	6.16	0.00210

Tabella 4.4: Valori dell'irraggiamento e della frazione di microrganismi non inattivati  $S_z$  per ogni traiettoria considerata all'interno della regione centrale del filtro.

#### 4.2.2 Configurazione 2

Per questa configurazione, in cui gli *array* di LED sono posti a 120 *mm*, 140 *mm* e 160 *mm* dalla flangia d'ingresso, il valore della frazione totale di microrganismi ancora attivi in seguito all'esposizione alla radiazione *UVC* risulta essere  $S_v = \mathbf{0.00421}$ , ovvero circa il 4‰ del numero iniziale di patogeni in ingresso nel filtro. Questo risultato è stato ottenuto computando i dati riportati in *Tab. 4.5* secondo quanto discusso nel *Par. 3.3*.

#### 4.2.3 Configurazione 3

Per questa configurazione, in cui gli *array* di LED sono posti a 140 *mm*, 160 *mm* e 180 *mm* dalla flangia d'ingresso, il valore della frazione totale di microrganismi ancora attivi in seguito all'esposizione alla radiazione *UVC* risulta essere  $S_v = \mathbf{0.00505}$ , ovvero circa il 5‰ del numero iniziale di patogeni in ingresso nel filtro. Questo risultato è stato ottenuto computando i dati riportati in *Tab. 4.6* secondo quanto discusso nel *Par. 3.3*.

**Con microlente – Configurazione 2**

Traiettoria	Irraggiamento ( $mJ/cm^2$ )	$S_z$
0	5.32	0.00491
1	5.27	0.00514
2	5.26	0.00519
3	5.25	0.00523
4	5.28	0.00509
5	5.29	0.00502
6	5.29	0.00503
7	5.35	0.00474
8	5.44	0.00435
9	5.65	0.00353
10	5.99	0.00248

Tabella 4.5: Valori dell'irraggiamento e della frazione di microrganismi non inattivati  $S_z$  per ogni traiettoria considerata all'interno della regione centrale del filtro.

**Con microlente – Configurazione 3**

Traiettoria	Irraggiamento ( $mJ/cm^2$ )	$S_z$
0	5.13	0.00592
1	5.09	0.00616
2	5.08	0.00623
3	5.07	0.00628
4	5.09	0.00610
5	5.11	0.00600
6	5.12	0.00599
7	5.17	0.00566
8	5.24	0.00519
9	5.45	0.00428
10	5.79	0.00304

Tabella 4.6: Valori dell'irraggiamento e della frazione di microrganismi non inattivati  $S_z$  per ogni traiettoria considerata all'interno della regione centrale del filtro.

Alla luce dei risultati riportati sopra, è possibile notare come quanto ottenuto dall'analisi dei dati simulati confermi le previsioni sperimentali. Per entrambe le sorgenti utilizzate e per ogni configurazione considerata, infatti, la dose  $UV$  cui sono soggetti i patogeni all'interno del filtro è circa  $5 - 6 \text{ mJ/cm}^2$  e, in completo accordo con quanto atteso, ciò comporta una riduzione logaritmica pari a circa  $\log 3$ . Sebbene non siano presenti discrepanze significative nella frazione di microrganismi non inattivati dal dispositivo per le casistiche analizzate, le sorgenti inglobate nella microlente di cui nel *Par. 1.3* e posizionate a  $100 \text{ mm}$ ,  $120 \text{ mm}$  e  $140 \text{ mm}$  sono quelle che permettono al numero minore di patogeni di rimanere attivi nonostante l'esposizione alla radiazione. In questo caso, infatti, la percentuale di microrganismi non inattivati è pari a  $3.69\%$ .



# Conclusioni

In questo lavoro di tesi sono state analizzate le prestazioni di un filtro compatto per la sanificazione dell'aria attraverso luce *UVC* emessa da sorgenti LED commerciali. Si è posta particolare attenzione alle sue possibili applicazioni concrete, come la purificazione dell'aria espirata dai pazienti ospedalizzati trattati con dispositivi di ventilazione assistita (*CPAP*).

Questo filtro risulta essere molto efficace nell'inattivare il virus *SARS-CoV-2*: infatti, pur avendo considerato il valore massimo della velocità dell'aria per i dispositivi *CPAP* ( $v_i = 5 \text{ m/s}$ ), l'inattivazione dei patogeni si attesta a più del 99%.

L'innovazione di questo studio consiste nell'analisi quantitativa ed accurata delle prestazioni di un dispositivo che sfrutta l'amplificazione della potenza di raggi *UVC*, realizzata grazie alle molteplici riflessioni della luce all'interno della cavità ottica. Le simulazioni ottiche e fluidodinamiche effettuate sono fondamentali per produrre una stima realistica e accurata delle prestazioni del filtro, dal momento in cui le formule analitiche per il calcolo dell'irraggiamento e della potenza di emissione di una sorgente potrebbero non essere abbastanza precise: nel volume interno del dispositivo, infatti, la luce viene emessa, riflessa e dispersa in tutte le direzioni. I risultati delle simulazioni effettuate mostrano come l'utilizzo di sorgenti inserite in una microlente e con angolo di emissione della luce inferiore sia più vantaggioso ai fini dell'inattivazione del maggior numero di patogeni. In particolare, la disposizione che assicura la frazione minore di microrganismi ancora attivi in seguito all'esposizione alla radiazione è quella per cui gli *array* di LED sono posti a  $100 \text{ mm}$  dall'ingresso dell'aria nel dispositivo, dove il tempo di permanenza dell'aria è maggiore.

Esistono molte altre combinazioni dei parametri del filtro che non sono state studiate in questo lavoro di tesi. In ogni caso, la strada per ottenere le migliori prestazioni è chiara: utilizzare materiali con la più alta riflettività possibile, impiegare sorgenti con un angolo di emissione adeguato al diametro della cavità e disporre le sorgenti in modo da aumentare l'irraggiamento nelle zone della filtro in cui il flusso d'aria scorre più velocemente.

Nelle condizioni di velocità del flusso d'aria considerate in questo studio, i LED ad emissione grandangolare (*i.e.* non inglobati dalla microlente) appaiono meno efficaci rispetto a quelli con angolo di emissione più ristretto. Inserendo dunque un deflettore all'ingresso della cavità per costringere l'aria a passare vicino alle pareti, dove queste sorgenti producono la massima irradianza, si potrebbero ampliare notevolmente le prestazioni del dispositivo. Inoltre, la geometria stessa del filtro potrebbe essere modificata per incrementarne l'efficienza, aumentando l'irraggiamento dove il flusso d'aria scorre più velocemente. Chiaramente, quando saranno disponibili LED *UVC* più potenti ed efficienti, l'irradianza erogata aumenterà e, con essa, l'efficacia di sanificazione del filtro.

La stessa analisi descritta in questo lavoro di tesi può essere applicata alla sanificazione dell'aria presente nei condotti d'aria industriali o domestici, la quale risulta essere un'ulteriore questione rilevante sollevata durante l'attuale pandemia. I volumi d'aria molto maggiori da trattare richiedono, al momento, l'utilizzo di lampade al mercurio; una corretta progettazione dell'impianto, però, ridurrebbe il numero di sorgenti a parità di efficienza di sanificazione.

In conclusione, sono ancora necessari ulteriori studi per ottimizzare il design del filtro in questione, ma si può già affermare che l'era dei LED, almeno per quanto riguarda l'efficacia della sanificazione dell'aria, è già iniziata.

# Appendice

In questa sezione viene riportato integralmente il codice creato per analizzare i dati ottenuti tramite le simulazioni.

```
#include <iostream>
#include <iomanip>
#include <fstream>
#include <vector>
#include <sstream>
#include <string>
#include <limits>
#include <algorithm>
#include <cmath>
```

//Each file containing the numeric values of the fluence is made up of other values and literals which are not of interest for the analysis of the data. The following function *GoToLine* leads the compiler to a specific line of the file, skipping the not-needed values that precede the ones of interest.

```
std::ifstream& GoToLine (std::ifstream& file , unsigned int num) {
    file.seekg(std::ios::beg);
    for(int i = 0; i < num - 1; ++i) {
        file.ignore(std::numeric_limits<std::streamsize>::max(),
            '\n');
    }
    return file;
}
```

//Function *checkZero* assigns the value 0 to those numbers that are below the given threshold.

```
double checkZero (double val, double precision = 1.e-16) {
    return std::abs(val) < precision ? 0.0 : val;
}
```

//Function *printMatrix* prints the matrix for which it's called.

```
void printMatrix (std::vector< std::vector<double> >& matrix,
std::string matrix_name = "matrix.txt") {
    std::ofstream out_file (matrix_name);
    for (auto row : matrix) {
        for (auto val : row)
            out_file << std::setw(14) << std::scientific <<
            val << ' ';
        out_file << '\n';
    }
}
```

//Function *mean* computes the arithmetic mean of certain values.

```
double mean (std::vector<double> v) {
    double s;
    for (int k = 0; k < v.size(); ++k) {
        s += v[k];
    }
    return s/v.size();
}
```

//Function *product* computes the Hadamard's multiplication of two matrices.

```
std::vector<std::vector<double> > product
(std::vector<std::vector<double> > mat_1,
std::vector<std::vector<double> > mat_2) {
    int lines = mat_1.size();
    int columns = mat_1.at(0).size();
    std::vector<std::vector<double> > mat_product (lines ,
```

```

std::vector<double> ());
for (int i = 0; i < lines; ++i) {
    for (int j = 0; j < columns; ++j) {
        mat_product[i].push_back(checkZero(mat_1[i][j] *
        mat_2[i][j]));
    }
}
return mat_product;
}

```

//Function *transpose* computes the transpose of a matrix.

```

std::vector<std::vector<double>> transpose
(std::vector<std::vector<double>> &matrix) {
    int lines = matrix.at(0).size();
    std::vector<std::vector<double>> mat_transposed
    (lines, std::vector<double> ());
    for (int i = 0; i < lines; ++i) {
        for (int j = 0; j < 11; ++j) {
            mat_transposed[i].push_back(matrix[j][i]);
        }
    }
    return mat_transposed;
}

```

```
int main() {
```

//Declaration of *matrix3D*, a 3D-matrix that will be made up of each 2D-matrix (containing the numeric values of the irradiance) stacked one on top of the other.

```
std::vector<std::vector<std::vector<double>>> matrix3D;
```

//Each file containing the numeric values of the irradiance is named in the same way, apart from the numeric constant that indicates the tilt of the detector about the optical axis.

//At each iteration of the loop, a 2D-matrix called *matrix* is initialized with the values of the fluence contained in the specific file at a specific tilt.

//Each 2D-matrix is then written on a txt file.

```

for (int angle = -180; angle <= 150; angle += 30) {
    std::vector<std::vector<double>> matrix;
    std::string file_name ("txt/source/det_vol_rot_" +
        std::to_string(angle) + ".0_center.TXT");
    std::ifstream ifs(file_name);
    std::string str_line;
    double val;

```

```

    GoToLine(ifs , 29);

```

//In these files, there are some other not-needed data that follow the ones of interest. They are separated from the latter by an empty line and the compiler stops reading each file when it encounters the blank line.

//The compiler must ignore the first column of the file, which is just the index of each row.

```

int i = -1;
while (std::getline(ifs , str_line) && ++i < 230) {
    std::replace(str_line.begin(), str_line.end(), ',', '.');
    std::istringstream line (str_line);
    std::vector<double> row;
    line >> val;
    while (line >> val) {
        row.push_back(val);
    }
    matrix.push_back(row);
}

```

```

std::ofstream out_file ("txt/2Dmatrix_" +
    std::to_string(angle) + ".txt");
for (auto row : matrix) {
    for (auto element : row) {
        out_file << std::setw(14) <<
            std::scientific << element << ' ';
    }
    out_file << "\n";
}

```

```

    }
    matrix3D.push_back(matrix);
}

for (int i = 0; i < matrix3D.size(); ++i)
    printMatrix(matrix3D.at(i), "txt/matrix3D/matrix_" +
        std::to_string(i));

```

//Declaration of *matrix\_mean*, a 2D-matrix that will be initialized with the arithmetic means of all the elements [j][k] with the same [v] that form the 3D-matrix [j][k][v].

//*matrix\_mean* is then written on a txt file.

```

std::vector<std::vector<double>> matrix_mean
(230, std::vector<double> ());
for (int j = 0; j < 230; ++j) {
    for (int k = 0; k < 39; ++k) {
        std::vector<double> vec;
        for (auto& matrix : matrix3D) {
            vec.push_back(matrix.at(j).at(k));
        }
        matrix_mean.at(j).push_back(mean(vec));
    }
}

printMatrix(matrix_mean, "txt/matrix_mean.txt");

```

//Declaration and initialization of the 2D-matrix *filter*, a matrix whose values 0 and 1 are organised in order to seep the *matrix\_mean* and obtain the data of interest by multiplying the matrices *matrix\_mean* and *filter*.

```

int lines = 230;
std::vector<std::vector<double>> filter
(lines, std::vector<double> ());
for (int i = 0; i < lines; i++) {
    if (i < 40) {
        for (int j = 0; j < 39; j++) {
            if (j < 9) {

```

```
        filter [ i ]. push_back ( 0 );
    }
    if ( j >= 9 && j < 30 ) {
        filter [ i ]. push_back ( 1 );
    }
    if ( j >= 30 && j < 39 ) {
        filter [ i ]. push_back ( 0 );
    }
}
}
if ( i >= 40 && i < 190 ) {
    for ( int j = 0; j < 39; j++ ) {
        filter [ i ]. push_back ( 1 );
    }
}
if ( i >= 190 && i < 230 ) {
    for ( int j = 0; j < 39; j++ ) {
        if ( j < 9 ) {
            filter [ i ]. push_back ( 0 );
        }
        if ( j >= 9 && j < 30 ) {
            filter [ i ]. push_back ( 1 );
        }
        if ( j >= 30 && j < 39 ) {
            filter [ i ]. push_back ( 0 );
        }
    }
}
}

std :: vector < std :: vector < double > > matrix_mean_filtered =
product ( matrix_mean , filter );
printMatrix ( matrix_mean_filtered ,
"txt/matrix_mean_filtered.txt" );
```

//Not all values contained in *matrix\_mean\_filtered* are useful for the analysis: the ones of



interest are located in the sub-matrix with dimensions [230 x i], being [19;29] an inclusive range for the variable i. A 2D-matrix *mat\_center* is declared and initialized with these values.

```
std::vector<std::vector<double>> mat_center
(230, std::vector<double>());
for (int j = 0; j < 230; ++j) {
    for (int k = 19; k < 30; ++k) {
        mat_center[j].push_back(matrix_mean_filtered[j][k]);
    }
}
```

```
printMatrix(mat_center, "txt/mat_center.txt");
```

//A 2D-matrix called *time* is initialized with the numeric values of the air's residence time contained in the specific file.

```
std::vector<std::vector<double>> time;
std::string file_name ("txt/source/matrice_tempo_aria.TXT");
std::ifstream ifstr (file_name);
std::string rows;
double values;
int i = 0;
```

```
while (std::getline(ifstr, rows) && i++ < 11) {
    std::istringstream line (rows);
    std::vector<double> row;
    while (line >> values) {
        row.push_back(values);
    }
    time.push_back(row);
}
```

```
printMatrix(time, "txt/time.txt");
```

//The matrix *time* has to be transposed in order to be multiplied by *mat\_center* successfully. A 2D-matrix called *mat\_transposed* is initialized with the transpose of *time*.

```

std::vector<std::vector<double>> mat_transposed =
transpose (time);

printMatrix(mat_transposed , "txt/mat_transposed.txt");

//Declaration and initialization of dose, a 2D-matrix obtained by multiplying the matrices
mat_center and mat_transposed.

std::vector<std::vector<double>> dose =
product (mat_center , mat_transposed);

printMatrix(dose , "txt/dose.txt");

//Computation of the weighted average number of survived pathogens. Each fraction of
pathogens is weighted for the area of the corresponding annulus.

double fraction_j = 0;
double fraction_tot = 0;
double k = 0.5;

for (int j = 0; j < 11; j++) {
    double sum = 0;
    for (int i = 0; i < 230; i++) {
        sum += dose[i][j];
    }
    double S_j = exp(-(sum));
    std::cout << std::endl;
    std::cout << j << "-th path gives fluence I = "
    << sum << " and fraction of pathogens S_j = "
    << S_j << std::endl;

    if (j == 0) {
        fraction_j = (S_j * M_PI * (pow(k, 2))) /
        (M_PI * pow(10.5, 2));
    }
    else {
        fraction_j = (S_j * M_PI * (pow(k, 2) - pow(k-1, 2))) /

```

```
        (M_PI * pow(10.5, 2));
    }
    ++k;
    fraction_tot += fraction_j;
}

std::cout << "\nThe total fraction of survived pathogens
is S = " << fraction_tot << std::endl;

return EXIT_SUCCESS;
}
```

Il codice di cui sopra fornisce il formato di output riportato in *Fig. 4.1*. Questo, in particolare, è stato ottenuto dall'analisi dei dati relativi alle sorgenti prive di microlente nella configurazione 100 mm, 120 mm e 140 mm.

```
0-th path gives fluence I = 5.10328 and fraction of pathogens S_j = 0.00607678
1-th path gives fluence I = 5.06812 and fraction of pathogens S_j = 0.00629424
2-th path gives fluence I = 5.06425 and fraction of pathogens S_j = 0.00631864
3-th path gives fluence I = 5.09094 and fraction of pathogens S_j = 0.00615221
4-th path gives fluence I = 5.15981 and fraction of pathogens S_j = 0.00574278
5-th path gives fluence I = 5.21906 and fraction of pathogens S_j = 0.0054124
6-th path gives fluence I = 5.27835 and fraction of pathogens S_j = 0.00510084
7-th path gives fluence I = 5.40723 and fraction of pathogens S_j = 0.00448405
8-th path gives fluence I = 5.54151 and fraction of pathogens S_j = 0.00392059
9-th path gives fluence I = 5.81664 and fraction of pathogens S_j = 0.00297758
10-th path gives fluence I = 6.24178 and fraction of pathogens S_j = 0.00194639
The total fraction of survived pathogens is S = 0.00413245
```

Figura 4.1: *Formato di output.*

# Bibliografia

1. N. Zhu, D. Zhang, W. Wang, X. Li, B. Yang, J. Song, X. Zhao, B. Huang, W. Shi, R. Lu, P. Niu, F. Zhan, X. Ma, D. Wang, W. Xu, G. Wu, G. F. Gao, and W. Tan, *A novel coronavirus from patients with pneumonia in china, 2019*, New Engl. J. Medicine (2020).
2. J. Cai, W. Sun, J. Huang, M. Gamber, J. Wu, and G. He, *Indirect virus transmission in cluster of covid-19 cases, wenzhou, China, 2020*, Emerg. infectious diseases **26**, 1343 (2020).
3. M. C. Jarvis, *Aerosol transmission of sars-cov-2: Physical principles and implications*, Front. Public Heal. **8**, 813 (2020).
4. S. Tang, Y. Mao, R. M. Jones, Q. Tan, J. S. Ji, N. Li, J. Shen, Y. Lv, L. Pan, P. Ding, X. Wang, Y. Wang, C. R. MacIntyre, and X. Shia, *Aerosol transmission of sars-Cov-2? evidence, prevention and control*, Environ. international **144**, 106039 (2020).
5. M. Jayaweera, H. Perera, B. Gunawardana, and J. Manatunge, *Transmission of covid-19 virus by droplets and aerosols: A critical review on the unresolved dichotomy*, Environ. Res. p. 109819 (2020).
6. A. C. Fears, W. B. Klimstra, P. Duprex, A. Hartman, S. C. Weaver, K. S. Plante, D. Mirchandani, J. A. Plante, P. V. Aguilar, D. Fernández, A. Nalca, A. Totura, D. Dyer, B. Kearney, M. Lackemeyer, J. K. Bohannon, R. Johnson, R. F. Garry, D. S. Reed, and C. J. Roy, *Persistence of severe acute respiratory syndrome coronavirus 2 in aerosol suspensions*, Emerg. infectious diseases **26**, 2168 (2020).
7. A. Downes and T. P. Blunt, *The influence of light upon the development of bacteria*, Nature **16**, 218 (1877).

8. A. Downes and T. P. Blunt, *On the influence of light upon protoplasm*, Proc. Royal Soc. Lond. **28**, 199–212 (1879).
9. T. P. Coohill and J.-L. Sagripanti, *Overview of the inactivation by 254 nm ultraviolet radiation of bacteria with particular relevance to biodefense*, Photochem. photobiology **84**, 1084–1090 (2008).
10. W. Kowalski, *Ultraviolet germicidal irradiation handbook: UVGI for air and surface disinfection*, Springer science and business media (2010).
11. A. H. Malayeri, M. Mohseni, B. Cairns, J. R. Bolton, G. Chevretils, E. Caron, B. Barbeau, H. Wright, and K. G. Linden, *Fluence (uv dose) required to achieve incremental log inactivation of bacteria, protozoa, viruses and algae*, IUVA News **18**, 4–6 (2016).
12. Y. Gerchman, H. Mamane, N. Friedman, and M. Mandelboim, *Uv-led disinfection of coronavirus: wavelength effect*, J. Photochem. Photobiol. B: Biol. **212**, 112044 (2020).
13. J. J. McDevitt, S. N. Rudnick, and L. J. Radonovich, *Aerosol susceptibility of influenza virus to uv-c light*, Appl. Environ. Microbiol. **78**, 1666–1669 (2012).
14. C.-C. Tseng and C.-S. Li, *Inactivation of virus-containing aerosols by ultraviolet germicidal irradiation*, Aerosol Sci. Technol. **39**, 1136–1142 (2005).
15. C. P. Sabino, A. R. Ball, M. S. Baptista, T. Dai, M. R. Hamblin, M. S. Ribeiro, A. L. Santos, F. P. Sellera, G. P. Tegos, and M. Wainwright, *Light-based technologies for management of covid-19 pandemic crisis*, J. Photochem. Photobiol. B: Biol. **212**, 111999 (2020).
16. M. McKain, J. Pagan, O. Lawal, and J. Cosman, *Uv-c led devices and systems: current and future state*, in IUVA Americas Conference (2018).
17. H. Amano, R. Collazo, C. D. Santi, S. Einfeldt, M. Funato, J. Glaab, S. Hagedorn, A. Hirano, H. Hirayama, R. Ishii, Y. Kashima, Y. Kawakami, R. Kirste, M. Kneissl, R. Martin, F. Mehnke, M. Meneghini, A. Ougazzaden, P. J. Parbrook, S. Rajan, P. Reddy, F. Römer, J. Rusche, B. Sarkar, F. Scholz, L. J. Schowalter, P. Shields, Z. Sitar, L. Sulmoni, T. Wang, T. Wernicke, M. Weyers, B. Witzigmann, Y.-R. Wu, T. Wunderer, and Y. Zhang, *The 2020 uv emitter roadmap*, J. Phys. D: Appl. Phys. **53**, 503001 (2020).

18. C. Pernot, M. Kim, S. Fukahori, T. Inazu, T. Fujita, Y. Nagasawa, A. Hirano, M. Ippommatsu, M. Iwaya, S. Kamiyama, I. Akasaki, H. Amano, *Improved Efficiency of 255–280 nm AlGaIn-Based Light-Emitting Diodes*, Appl. Phys. Express **3**, 061004 (2010).
19. H. Inagaki, A. Saito, H. Sugiyama, T. Okabayashi, and S. Fujimoto, *Rapid inactivation of Sars-CoV-2 with deep-uv led irradiation*, Emerg. Microbes & Infect. **9**, 1744–1747 (2020).
20. K. Song, M. Mohseni, and F. Taghipour, *Application of ultraviolet light-emitting diodes (uv-leds) for water disinfection: a review*, Water research **94**, 341–349 (2016).
21. D.-K. Kim and D.-H. Kang, *Uvc led irradiation effectively inactivates aerosolized viruses, bacteria, and fungi in a chamber-type air disinfection system*, Appl. environmental microbiology **84** (2018).
22. C. H. Thatcher and B. R. Adams, *Impact of surface reflection on microbial inactivation in a uv led treatment duct*, Chem. Eng. Sci. **230**, 116204 (2020).
23. J. Chen, S. Loeb, and J.-H. Kim, *Led revolution: fundamentals and prospects for uv disinfection applications*, Environ. Sci. Water Res. & Technol. **3**, 188–202 (2017).
24. A. Lucchini, M. Giani, D. Winterton, G. Foti, and R. Rona, *Procedures to minimize viral diffusion in the intensive care unit during the Covid-19 pandemic*, Intensive Critical Care Nurs. **60**, 102894 (2020).
25. J. Dellamonica, N. Boisseau, B. Goubaux, and M. Raucoules-Aimé, *Comparison of manufacturers' specifications for 44 types of heat and moisture exchanging filters*, BJA: Br. J. Anaesth. **93**, 532–539 (2004).
26. D. Turnbull, P. Fisher, G. Mills, and N. Morgan-Hughes, *Performance of breathing filters under wet conditions: a laboratory evaluation*, Br. J. Anaesth. **94**, 675–682 (2005).
27. A. Wilkes, J. Benbough, S. Speight, and M. Harmer, *The bacterial and viral filtration performance of breathing system filters*, Anaesthesia **55**, 458–465 (2000).

28. A. Arora, *Exploring Non-Sequential Mode in OpticStudio*, Zemax LLC, 01504 (2018).
29. J. R. Bolton, *Calculation of ultraviolet fluence rate distributions in an annular reactor: significance of refraction and reflection*, *Water research* **34**, 3315–3324 (2000).
30. L. Eisenlöffel, T. Reutter, M. Horn, S. Schlegel, U. Truyen, and S. Speck, *Impact of uvc-sustained recirculating air filtration on airborne bacteria and dust in a pig facility*, *PLOS ONE* **14**, 1–18 (2019).
31. C. M. Walker and G. Ko, *Effect of ultraviolet germicidal irradiation on viral aerosols*, *Environ. Sci. & Technol.* **41**, 5460–5465 (2007).
32. Y. Qiao, M. Yang, I. A. Marabella, D. A. McGee, H. Aboubakr, S. Goyal, C. J. Hogan Jr, B. A. Olson, and M. Torremorell, *Greater than 3-log reduction in viable coronavirus aerosol concentration in ducted ultraviolet-c (uv-c) systems*, *Environ. Sci. & Technol.* (2021).
33. ALANOD GmbH & Co. KG, UV Light Applications, SNAS548D, 2020. [Online].
34. Laser Components, smd6060 uvc led high power, led6060, 2019. [Online].
35. NGK Insulators LTD, Micro-Lens for UV-LED, 2020. [Online].
36. M. Purschke, M. Elsamaloty, J. P. Wilde, N. Starr, R. R. Anderson, W. A. Farinelli, F. H. Sakamoto, M. Tung, J. Tam, L. Hesselink and T. M. Baer, *Construction and validation of uv-c decontamination cabinets for filtering facepiece respirators*, *Appl. Opt.* **59**, 7585–7595 (2020).
37. J. P. Wilde, T. M. Baer, and L. Hesselink, *Modeling uv-c irradiation chambers for mask decontamination using zemax opticstudio*, *Appl. Opt.* **59**, 7596–7605 (2020).
38. J. Lau, W. Bahnfleth, R. Mistrick, and D. Kompere, *Ultraviolet irradiance measurement and modeling for evaluating the effectiveness of in-duct ultraviolet germicidal irradiation devices*, *HVAC&R Res.* **18**, 626–642 (2012).
39. J. Piprek, *Energy efficiency analysis of GaN-based blue light emitters*, *ECS J. Solid State Sci. Technol.* **9**, 015008 (2019).

40. R. Meyerott, J. Sokoloff, and R. Nicholls, *Absorption coefficients of air. geophysical research papers no. 68*, Tech. rep., GRD-TR-60-277 (1960).
41. J. Z. Porterfield and A. Zlotnick, *A simple and general method for determining the protein and nucleic acid content of viruses by uv absorbance*, *Virology* **407**, 281–288 (2010).
42. D. C. Doughty, S. C. Hill, and D. W. Mackowski, *Viruses such as sars-cov-2 can be partially shielded from uv radiation when in particles generated by sneezing or coughing: Numerical simulations*, *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transf.* **262**, 107489 (2021).
43. M. Biasin, A. Bianco, G. Pareschi, A. Cavalleri, C. Cavatorta, C. Fenizia, P. Galli, L. Lessio, M. Lualdi, E. Tombetti, A. Ambrosi, E. M. A. Redaelli, I. Saulle, D. Trabattoni, A. Zanutta, and M. Clerici, *Uv-c irradiation is highly effective in inactivating sars-cov-2 replication*, *Sci. Reports* **11**, 1–7 (2021).
44. W. Kowalski, T. Walsh, and V. Petraitis, *Covid-19 coronavirus ultraviolet susceptibility*, Purplesun Inc (2020).