

Kajian Numerik Efektivitas Upward *Push-Pull Ventilation* dalam Mencegah Penyebaran Virus Terbawa *Droplet* dengan Model Penguapan *Droplet*

Rohmania Setyono Putri¹, Burniadi Moballa^{2*}, Niki Veranda Agil Permadi³

Jurusan Teknik Permesinan Kapal, Politeknik Perkapalan Negeri Surabaya, Indonesia¹²³

Email: bmoballa@ppns.ac.id; niki.veranda@ppns.ac.id

Abstract - Airborne transmission is the primary cause of disease transmission. The risk of contracting the virus will be higher if one spends time with and lives near an infected person. Practicing physical distancing is essential to limit the transmission of the virus. However, due to limited space in industries, it is not easy to implement social distancing. Therefore, an air curtain is needed to protect workers without reducing productivity. This Final Project discusses the effectiveness of push-pull upward ventilation in preventing transmission of virus-carrying droplets using the droplet vaporization model. Simulated analysis was performed using the Computational Fluid Dynamics (CFD) method. Based on the simulation, the air curtain has an under-suction flow pattern with the largest nozzle blowing discharge of 0.0793 m³/s and the nozzle suction discharge of 0.3969 m³/s. It is still insufficient to prevent all droplets from entering the safe zone.

Keywords: airborne, air curtain, Computational Fluid Dynamics, speed ratio

Nomenclature

V_s	Kecepatan suction nozzle (m/s)
V_b	Kecepatan blow nozzle (m/s)
V_c	Kecepatan batuk (m/s)
Q_s	Debit suction nozzle (m ³ /s)
Q_b	Debit blow nozzle (m ³ /s)
V_b / V_c	Rasio blow nozzle terhadap kecepatan puncak batuk
V_s / V_b	Rasio suction nozzle terhadap blow nozzle

1. PENDAHULUAN

Penyakit menular merupakan tantangan kesehatan global yang menjadi salah satu kontributor utama tingkat kematian di seluruh dunia. Penyakit dapat menular melalui tiga jalur yaitu penularan melalui kontak langsung, penularan melalui tetesan, dan penularan melalui udara [1]. Indonesia merupakan negara dengan kasus tuberculosis tertinggi kedua di dunia dan negara dengan kasus pandemi COVID-19 tertinggi di Asia Tenggara [7].

Risiko tertular virus akan lebih tinggi jika menghabiskan waktu lama bersama-sama dan berdekatan di dalam ruangan dengan orang yang terinfeksi. Keadaan seperti ini meningkatkan virus dengan mudah menyebar antar manusia melalui partikel pernapasan dalam bentuk *droplet* dan aerosol. *Droplet* yang mengandung patogen akan dihirup ke udara ketika penderita bernapas, berbicara, batuk, atau bersin [10]. *Droplet* akan menguap dan menjadi aerosol yang menyebabkan *droplet* bertahan di udara lebih lama, sehingga meningkatkan risiko penyebaran virus melalui udara [2].

Penularan penyakit memberikan dampak langsung dan tidak langsung di tempat kerja yang mengakibatkan biaya perawatan kesehatan lebih tinggi dan berkurangnya produktivitas pekerja yang disebabkan oleh terjangkitnya suatu penyakit. Oleh karena itu, diperlukan *air curtain* yang dapat memproteksi antar pekerja dalam satu ruangan yang sama dari risiko penyebaran virus tanpa mengurangi produktivitas dalam bekerja [5].

Air curtain dapat secara efektif memberikan perlindungan ke dalam dan ke luar yang berfungsi sebagai Alat Pelindung Diri (APD) untuk mengurangi risiko penyebaran virus. Mengingat *droplet* merupakan sumber utama penyebaran virus, maka dilakukan penelitian lanjutan ini untuk mengetahui efektivitas *upward push-pull ventilation* dalam mencegah penyebaran virus terbawa *droplet* dengan model penguapan *droplet*.

2. METODE PENELITIAN

2.1 Puh-Pull Ventilation

Push-pull ventilation telah menjadi strategi kontrol yang efektif untuk mengelola kualitas udara dalam ruangan berdasarkan operasi yang stabil dan andal, ketahanan yang kuat terhadap aliran udara eksternal, dan memiliki efisiensi energi tinggi. [3] Sistem ini dibagi menjadi dua komponen fungsional yaitu *push jet nozzle* dan *pull exhaust*.

Pada *push-pull ventilation* jumlah udara sekitar yang tercampur dalam *push jet nozzle* di sepanjang jalur aliran berbanding lurus terhadap laju aliran gas buang yang dibutuhkan. Semakin

besar jumlah udara sekitar yang tercampur dalam *push jet nozzle* di sepanjang jalur aliran, semakin besar pula laju aliran gas buang yang diperlukan [4]. Hal ini menyebabkan peningkatan konsumsi energi. Oleh karena itu, memahami karakteristik pencampuran *push jet nozzle* penting untuk mengurangi konsumsi energi sistem dan mengoptimalkan sistem *push-pull ventilation*. Karakteristik pencampuran udara ditentukan oleh kondisi awal keluar jet seperti bentuk jet, laju aliran, dan parameter turbulensi.

2.2 Pengambilan Data

Kecepatan batuk atau bersin yang keluar dari pekerja ditentukan berdasarkan rumus yang direkomendasikan oleh Gupta [5] dengan persamaan berikut:

$$CPFR = -8.890 + 6.3952h + 0.0346w \quad (1)$$

$$V_c = \frac{CPFR}{A} \quad (2)$$

Keterangan:

CPFR: *Cough Peak Flow Rate* (l/s)

A: luas bukaan mulut (m²)

Kemudian menentukan kecepatan batuk yang divariasikan sesuai dengan ratio dan menentukan debit dengan persamaan sebagai berikut:

$$V_b = V_c \times V_b / V_c \quad (3)$$

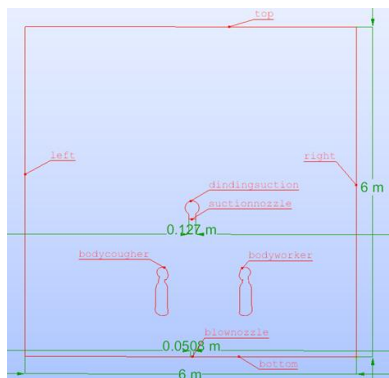
$$V_s = V_b \times V_s / V_b \quad (4)$$

$$Q_b = A_b \times V_b \quad (5)$$

$$Q_s = A_s \times V_s \quad (6)$$

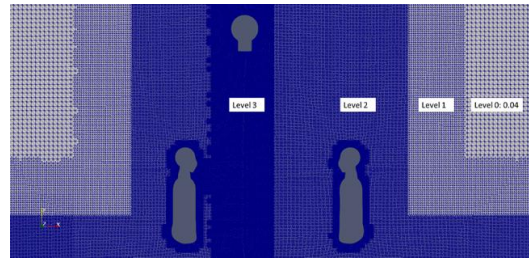
2.3 Pemodelan Geometri dan Meshing

Pemodelan geometri 2D dilakukan dengan software SALOME sesuai dengan dimensi data geometri manusia pada Gambar 1. Pemodelan geometri menggunakan boundary berbentuk persegi dengan ukuran 6 m x 6 m. *Mouth* dan *blow nozzle* ditentukan sebagai *inlet* dan *suction nozzle* sebagai *outlet* dengan ukuran diameter *blow nozzle* 2 inch dan diameter *suction nozzle* 5 inch.



Gambar 1 Pemodelan Geometri

Hasil proses meshing terlihat pada Gambar 2 dengan menggunakan algoritma NETGEN 1D-2D pada SALOME dan snappyHexMesh pada OpenFOAM.



Gambar 2 Meshing Geometri

Pada pemodelan ini menggunakan ukuran max cell size mesh 0,04 dan dilakukan *refinement mesh* supaya mendapatkan hasil simulasi yang akurat. *Mesh* pada permukaan *cougher*, *worker*, dan *bottom* disempurnakan dengan menambahkan enam layer *boundary mesh*.

2.4 Pemodelan Numerik

Penelitian ini berkaitan dengan aliran turbulen yang keluar dari bukaan mulut manusia, yang menuntut model turbulen yang sesuai. *Solver* yang digunakan pada penelitian ini adalah *reactingParcelFoam* dengan menggunakan model turbulensi *Less Eddy Simulation* (LES).

2.5 Pemodelan Evaporasi

Model evaporasi menggambarkan bagaimana *droplet* berinteraksi dengan lingkungan sekitarnya. Secara umum, perpindahan panas menyebabkan pengurangan ukuran *droplet* yang dapat mengubah konsentrasi dan perilaku gerak *droplet*. Model evaporasi *droplet* mengadopsi dari Ranz & Marshall [6] untuk mengetahui evolusi massa *droplet* akibat penguapan.

Droplet diasumsikan merupakan komponen tunggal, berbentuk bola pejal, dan memiliki fraksi campuran dalam medium udara dengan suhu dan tekanan yang seragam. Karena densitas *droplet* jauh lebih besar daripada udara di sekitarnya, maka kondisi sekitar sub-kritis, energi panas, dan transportasi massa dalam gas dianggap kuasi-stasioner. Selain itu, perpindahan panas antara fase cair dan gas diasumsikan hanya terjadi melalui konveksi.

Dengan demikian, temperatur *droplet* mendekati suatu kondisi kesetimbangan saat mencapai temperatur bola basah. Setelah mencapai suhu ini, semua energi yang ditransfer dari gas ke *droplet* digunakan untuk menguap dan kemudian dibawa oleh uap yang menyebar.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1 Hasil Perhitungan Laju Aliran Batuk

Data yang akan dihitung adalah:

h (tinggi manusia) = 1,68 m

w (berat manusia) = 68 kg

A (luas bukaan mulut) = 0,000336 m²

a. Menentukan *Cough Peak Flow Rate* (CPFR)

$$CPFR = -8,8980 + 6,3925 h (m) + 0,0346w (kg)$$

$$CPFR = -8,8980 + 6,3925 \times 1,68 + 0,0346 \times 1,68$$

$$CPFR = 4.1987 \frac{l}{s}$$

$$CPFR = 0.0041987 \frac{m^3}{s}$$

- b. Menentukan kecepatan batuk (V_c)

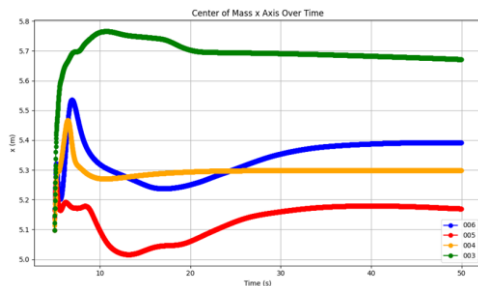
$$V_c = \frac{CPFR}{A}$$

$$V_c = \frac{0.0041987}{0.0002687}$$

$$V_c = 15.6258 \frac{m}{s}$$

3.2 Grid Independence Test

Grid Independence Test dilakukan untuk menentukan ukuran *mesh* yang sesuai dengan simulasi batuk. Hasil simulasi akan divalidasi dengan penelitian sebelumnya yaitu dari Dbouk & Drikakis [7] untuk mengidentifikasi keakuratan pemodelan. Jarak tempuh awan *droplet* pada sumbu x antara keempat ukuran *mesh* yang berbeda tersebut dibandingkan. Empat ukuran *mesh* divariasikan menjadi 0.03, 0.04, 0.05, dan 0.06. Perbandingannya digambarkan dalam Gambar 3.



Gambar 3. Grafik CoM pada Sumbu X

Perhitungan *grid independence* dilakukan untuk mengetahui ukuran *mesh* yang optimal untuk digunakan pada studi parameter, perhitungan *Root Mean Square Error* (RMSE) dilakukan pada parameter *Center of Mass droplet* sumbu x, dimana nantinya nilai RMSE yang terkecil akan digunakan untuk melakukan studi parameter.

Tabel 1. Hasil RMSE

Max Cell Size	RMSE
0.06-0.05	3.91%
0.05-0.04	3.41%
0.04-0.03	7.62%

Berdasarkan Tabel 1, diambil nilai *Root Mean Square Error* terkecil yaitu pada ukuran *max cell size* 0.05 – 0.04 dengan nilai 3.41%. Dengan demikian ukuran *max cell size* 0.04 yang selanjutnya digunakan untuk melakukan studi parameter.

3.3 Computational Setup

Penentuan nilai *computational setup* dilakukan untuk menentukan nilai kondisi awal. Perhitungan dilakukan pada setiap variasi rasio kecepatan. Berikut merupakan data yang diperlukan:

V_c (kecepatan puncak batuk) = 15.6258 m/s

W_b (lebar *blow nozzle*) = 2 inch = 0.0508 m

L_b (panjang *blow nozzle*) = 1 m

W_s (lebar *suction nozzle*) = 5 inch = 0.127 m

L_s (panjang *suction nozzle*) = 1 m

- a. Menentukan kecepatan *suction nozzle* dan *blow nozzle*

$$V_b = V_c \times V_b / V_c$$

$$V_b = 15.6258 \times 0.05$$

$$V_b = 0.7813 \text{ m/s}$$

$$V_s = V_b \times V_s / V_b$$

$$V_s = 0.7813 \times 1$$

$$V_s = 0.7813 \text{ m/s}$$

$$V_s = V_b \times V_s / V_b$$

$$V_s = 0.7813 \times 2$$

$$V_s = 1.5626 \text{ m/s}$$

- b. Menentukan debit *blow nozzle* dan *suction nozzle*.

$$Q_b = A_b \times V_b$$

$$Q_b = (L_b \times W_b) \times V_b$$

$$Q_b = 1 \times 0.0508 \times 0.7813$$

$$Q_b = 0.03969 \text{ m}^3/\text{s}$$

$$Q_s = A_s \times V_s$$

$$Q_s = (L_s \times W_s) \times V_s$$

$$Q_s = 1 \times 0.127 \times 0.7813$$

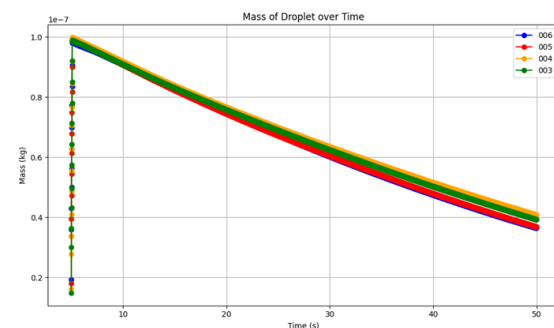
$$Q_s = 0.0992 \text{ m}^3/\text{s}$$

Setelah menghitung nilai kecepatan dan debit *blow nozzle* dan *suction nozzle*, dilakukan variasi rasio kecepatan antara *suction nozzle* dan *blow nozzle* (V_s/V_b). Rangkuman variasi rasio kecepatan dapat dilihat pada Tabel 2 berikut.

Tabel 2. Variasi Rasio

Rasio Kecepatan (V_s/V_b)	Kecepatan Blow Nozzle (V_b) (m/s)	Kecepatan Suction Nozzle (V_s) (m/s)	Debit Blow Nozzle (Q_b) (m^3/s)	Debit Suction Nozzle (Q_s) (m^3/s)
1	0.7813	0.7813	0.0397	0.0992
2	0.7813	1.5626	0.0397	0.1984

3.4 Pembahasan Hasil Simulasi

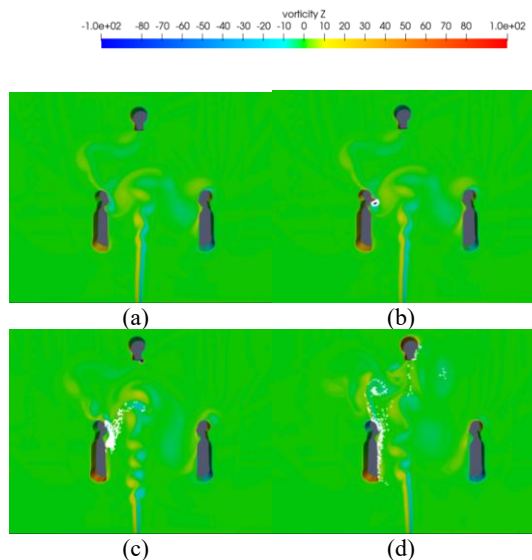


Gambar 4. Grafik Perubahan Massa Droplet

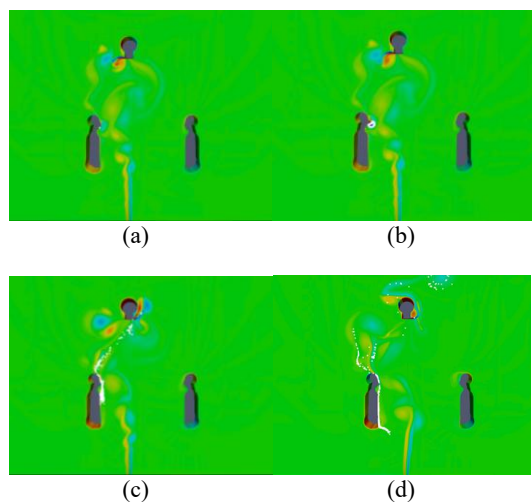
Grafik pada Gambar 4 menunjukkan pola tren penurunan pada diameter dan massa *droplet* yang mengindikasikan terjadinya proses evaporasi yang memengaruhi konsentrasi *droplet* dan distribusi ukuran sehingga dapat

memengaruhi waktu *droplet* melayang di udara. Saat penguapan berlangsung, massa *droplet* berkurang karena molekulnya akan menghilangkan dari fase cair ke fase uap. *Droplet* yang lebih kecil yang dihasilkan dari penguapan akan melayang di udara untuk waktu yang lebih lama, sehingga berpotensi meningkatkan risiko penyebaran penyakit melalui udara.

Berikut merupakan hasil simulasi *vorticity* pemodelan pada $V_b/V_c = 0.05$ pada $1V_s/V_b$ dan $2V_s/V_b$.



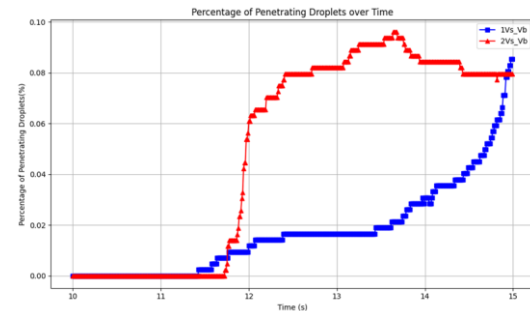
Gambar 5. Hasil Post-Processing 1 V_s/V_b pada waktu: (a) 10 s, (b) 10.01 s, (c) 12 s, dan (d) 15s



Gambar 6. Hasil Post-Processing 2 V_s/V_b pada waktu: (a) 10 s, (b) 10.01 s, (c) 12 s, dan (d) 15s

Dapat dilihat dari gambar 5 dan Gambar 6 bahwa pada waktu 10 s merupakan kondisi sebelum batuk terjadi dan menggambarkan munculnya pola aliran *under-suction air curtain*. Permulaan batuk diamati pada saat 10,1 s, ditandai dengan keluarnya *droplet* dari bukaan mulut. Pada waktu 12 s terlihat *droplet* sudah menembus *air curtain* sehingga beberapa *droplet* terdorong oleh aliran *air curtain* ke atas. Kemudian pada waktu 15 s terlihat perubahan perilaku *droplet* akibat evaporasi ditandai dengan

droplet yang lebih kecil dan lebih ringan akan tetap berada di udara untuk waktu yang lebih lama dan berpotensi lebih mudah masuk ke dalam saluran pernapasan.



Gambar 7 Grafik Persentase *Droplet* yang Menembus *Air Curtain*

Pada Gambar 7 menunjukkan grafik persentase *droplet* yang menembus *air curtain* terhadap waktu dengan variasi rasio V_s/V_b . Pada rasio kecepatan satu memiliki nilai *droplet* yang tembus *air curtain* dengan persentase tertinggi sebesar 8.4% pada 15 s. Ketika rasionya dinaikkan dua kalinya, persentase *droplet* yang menembus naik menjadi 9.6% pada 13.5 s.

Tabel 3. Hasil Perbandingan Variasi

Rasio V_s/V_b	Droplet yang menembus <i>air curtain</i>	Droplet yang terhisap <i>suction nozzle</i>	Droplet yang melayang di udara	Droplet yang menempel di <i>cougher</i>	Droplet yang menempel di worker	Total Droplet
1	36	0	129	262	0	427
2	41	0	120	266	0	427

Pergerakan *droplet* dirangkum pada Tabel 3. Pada variasi ini terdapat anomali yang menyebabkan persentase *droplet* yang tembus *air curtain* pada rasio 2 lebih tinggi. Hal ini disebabkan karena aliran.

4. KESIMPULAN

Rasio kecepatan *suction nozzle* berpengaruh terhadap kecepatan *suction nozzle*. Semakin tinggi rasio V_s/V_b , semakin besar juga kecepatan *suction nozzle*. Besarnya kecepatan *suction nozzle* berbanding lurus dengan besarnya debit *suction nozzle* yang memengaruhi pola aliran sehingga berdampak pada efektivitas *air curtain*. Dari hasil simulasi menunjukkan bahwa *air curtain* termasuk aliran *under suction* dengan debit *suction* terbesar 0.0397 m³/s dan debit *suction nozzle* terbesar 0.1984 m³/s yang belum efektif untuk menahan semua *droplet* dan menyebabkan *droplet* tidak terhisap dengan baik.

5. DAFTAR PUSTAKA

- [1] Chao, C. Y. H., Wan, M. P., Morawska, L., Johnson, G. R., Ristovski, Z. D., Hargreaves, M., Mengersen, K., Corbett, S., Li, Y., Xie, X., & Katoshevski, D. (2009). Characterization of Expiration Air Jets and Droplet Size Distributions Immediately at the Mouth Opening. *Journal of Aerosol Science*, 40(2), 122–133. <https://doi.org/10.1016/j.jaerosci.2008.10.003>

- [2] Dbouk, T., & Drikakis, D. (2020). On Coughing and Airborne Droplet Transmission to Humans. *Physics of Fluids*, 32(5), 053310. <https://doi.org/10.1063/5.0011960>
- [3] Etkin, B., & McKinney, W. D. (1992). An Air-Curtain Fume Cabinet. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 53(10), 625–631. <https://doi.org/10.1080/15298669291360265>
- [4] Gupta, J. K., Lin, C.-H., & Chen, Q. (2009). Flow Dynamics and Characterization of a Cough: Flow Dynamics and Characterization of a Cough. *Indoor Air*, 19(6), 517–525. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0668.2009.00619.x>
- [5] Li, X. Y., Kim, T. H., Piao, C. X., & Ha, H. C. (2008). Numerical Study for Influence of Crossdraft Directions and Magnitudes on Push-pull ventilation Systems. *Journal of Korean Society of Occupational and Environmental Hygiene*, 18(2), 161–173.
- [6] Ranz, W., & Marshall, W. (1952). Evaporation from Drops-I and-II. *Chem. Eng. Prog*, 48, 141-146, 173-180.
- [7] Surendra, H., Elyazar, I. R. F., Puspaningrum, E., Darmawan, D., Pakasi, T. T., Lukitosari, E., Sulisty, S., & Deviernur, S. M., Fuady (2023). Impact of the COVID-19 Pandemic on Tuberculosis Control in Indonesia: A Nationwide Longitudinal Analysis of Programme Data. *The Lancet Global Health*, 11(9). [https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(23\)00312-1](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(23)00312-1)
- [8] Wang, Y., Quan, M., & Zhou, Y. (2019). Effect of velocity non-uniformity of supply air on the mixing characteristics of push-pull ventilation systems. *Energy*, 187, 115962. <https://doi.org/10.1016/j.energy.2019.115962>
- [9] Wei, J., & Li, Y. (2015). Enhanced Spread of Expiratory Droplets by Turbulence in a Cough Jet. *Building and Environment*, 93, 86–96. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2015.06.018>
- [10] Zhang, X. S., & Duchaine, C. (2020). SARS-CoV-2 and Health Care Worker Protection in Low-Risk Settings: A Review of Modes of Transmission and a Novel Airborne Model Involving Inhalable Particles. *Clinical Microbiology Reviews*, 34(1). <https://doi.org/10.1128/CMR.00184-20>