

INTISARI

Pada awal tahun 2020, dunia digemparkan oleh adanya jenis virus baru dari coronavirus yaitu *Severe acute respiratory syndrome coronavirus-2* (SARS-CoV-2) yang kemudian menyebabkan penyakit pernafasan yang diberi nama Coronavirus disease 2019 (COVID-19). Salah satu hal yang terdampak secara langsung oleh persebaran COVID-19 adalah kegiatan perawatan gigi maupun tindakan lain yang berhubungan langsung dengan bagian mulut. Saat ini sedang dikembangkan *Dental Aerosol Suction Device* oleh Universitas Gadjah Mada (UGM) untuk membantu dokter gigi meminimalisir penyebaran virus SARS-CoV-2 pada saat melakukan tindakan maupun perawatan.

Sebelum dilakukan proses manufaktur pada *dental aerosol suction device*, perlu dilakukan desain *suction hood* yang efektif agar proses penghisapan partikel *droplet aerosol* dapat berjalan dengan maksimal. Diperlukan pula langkah simulasi agar dapat merepresentasikan aliran partikel *droplet aerosol* yang dihasilkan oleh proses pernafasan manusia. Penulis melakukan simulasi terhadap 3 desain *suction hood* yaitu desain A, B, dan C. Selain itu digunakan pula variasi dari 5 jarak yang berbeda yaitu pada jarak 10 cm, 15 cm, 20 cm, 25 cm, dan 30 cm dengan menggunakan *software* ANSYS Fluent 19.2 untuk mengetahui jarak dan desain yang paling efektif dalam menghisap partikel *droplet aerosol*.

Dari penelitian ini, diketahui bahwa *suction hood* desain A memiliki waktu rata-rata penghisapan seluruh partikel dalam sekali hembusan nafas tercepat dengan waktu 46,6 detik. Sementara jarak *suction hood* dan mulut dengan waktu rata-rata penghisapan seluruh partikel *droplet aerosol* tercepat dalam satu kali hembusan adalah pada jarak 20 cm dengan waktu 49,6 detik.

Kata Kunci: *Droplet Aerosol Suction, Droplet Aerosol* , Partikel Terdispersi, *Computational Fluid Dynamics*, Pernafasan

ABSTRACT

On 2020, the world is taken aback by a new breed of coronavirus called Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus-2 (SARS-CoV-2) that causes a respiratory disease. Practice of dentistry is one of many things affected by this pandemic. At this moment, a dental aerosol suction device is currently developed by UGM to help dentists in minimising the spread of SARS-CoV-2 virus when proceeding dental treatments.

Before the process of manufacturing dental aerosol suction device, it is necessary to create an effective design of suction hood in order to support the suction process. A simulation is also needed for illustrating the flow of droplet aerosol formed by human respiration process towards the device. The effect of 3 design of suction hood (design A, B, and C) and 5 different distance values between suction hood and human mouth (10 cm, 15cm, 20 cm, 25 cm, and 30 cm) is then to be analyzed using ANSYS Fluent 19.2 software in order to find the most effective design and distance value in the suction of aerosol droplet particles.

From this research, it is known that Design A suction hood has the fastest average particle suction time of 46,6 s in one exhalation. Meanwhile, the fastest average time of droplet aerosol particle suction is achieved in distance value 20 cm with duration value of 49,65 s.

Keywords: Droplet Aerosol Suction, Droplet Aerosol, Disperse Particle, Computational Fluid Dynamics, Breathing

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pada awal tahun 2020, dunia digemparkan oleh adanya jenis virus baru dari coronavirus yaitu *Severe acute respiratory syndrome coronavirus-2* (SARS-CoV-2) yang kemudian menyebabkan penyakit pernafasan yang diberi nama Coronavirus disease 2019 (COVID-19). Virus baru tersebut diketahui berasal dari provinsi Wuhan di Tiongkok. COVID-19 pertama kali ditemukan pada Desember 2019 dan kemudian menyebar ke seluruh dunia. Hingga 30 Juni 2020, COVID-19 sudah menyebar di 216 negara dengan 10.117.687 kasus terkonfirmasi dan 502.278 kasus meninggal. Sementara di Indonesia, kasus COVID-19 pertama kali ditemukan pada Maret 2020. Hingga 30 Juni 2020, tercatat terdapat 56.385 kasus terkonfirmasi dan 2.876 kasus meninggal (Data Gugus Tugas Percepatan Penanganan COVID-19, 30 Juni 2020).

SARS-CoV-2 awalnya berasal dari hewan yaitu kelelawar dan trenggiling, yang kemudian menyebar ke manusia. Di dalam tubuh manusia, SARS-CoV-2 akan hidup di nasofaring dan juga kelenjar ludah yang kemudian menyebar melalui droplet cairan ludah (Ather dkk). Hal tersebut menyebabkan, virus dapat menyebar ketika manusia bernafas, berbicara, batuk, dan sebagainya.

Merebaknya COVID-19 secara masif mempengaruhi banyak kegiatan manusia baik secara langsung maupun tidak langsung seperti kegiatan ekonomi, keagamaan, interaksi sosial, dan lain-lain. Salah satu hal yang terdampak secara langsung oleh persebaran COVID-19 adalah kegiatan perawatan gigi maupun tindakan lain yang berhubungan langsung dengan bagian mulut. Penularan virus melalui cairan ludah akan semakin mudah karena dokter gigi akan berinteraksi langsung dengan mulut pasien. Selain itu, potensi penularan virus juga dapat terjadi melalui *droplet* ludah yang

keluar dari mulut saat dilakukannya tindakan pada bagian dalam mulut dan kemudian *droplet* tersebut tertinggal di peralatan perawatan gigi maupun di benda lain disekitarnya. Untuk mengantisipasi hal tersebut, diperlukan *Dental Aerosol Suction Device* agar *droplet* ludah yang keluar saat dilakukan tindakan di bagian dalam mulut dapat terhisap seluruhnya sehingga dapat memperkecil resiko penularan virus. Saat ini sedang dikembangkan *Dental Aerosol Suction Device* oleh Universitas Gadjah Mada (UGM) untuk membantu dokter gigi meminimalisir penyebaran virus SARS-CoV-2 pada saat melakukan tindakan maupun perawatan.

Oleh karena itu, pada penelitian ini akan dilakukan simulasi numeris pada *Dental Aerosol Suction Device* buatan UGM dengan menggunakan *Computational Fluid Dynamics* untuk mengetahui jarak efektif antara mulut dengan *suction hood dental aerosol suction device*, agar *droplet* dari mulut dapat terhisap seluruhnya.

1.2 Rumusan Masalah

1. Apakah ada partikel *droplet aerosol* yang tidak terhisap pada penghisapan dengan jarak 10cm, 15cm, 20cm, 25cm, dan 30cm antara *suction hood* dengan mulut?
2. Berapa jarak efektif penghisapan *dental aerosol suction* menggunakan *suction hood* desain A, B, dan C?
3. Desain manakah yang paling efektif melakukan penghisapan di jarak efektif penghisapan?

1.3 Batasan Masalah

Terdapat beberapa batasan masalah dalam penelitian ini, yaitu:

1. Desain alat yang digunakan merupakan desain *suction hood* A, B, dan C *dental aerosol suction device* buatan UGM.

2. Simulasi yang dilakukan mengacu pada kondisi pasien bernafas menggunakan mulut saja.
3. Posisi *suction hood* pada simulasi adalah tepat di depan wajah pasien.
4. Laju aliran massa *droplet aerosol* yang digunakan dalam simulasi menggunakan nilai 10% dari laju aliran massa nafas.
5. Simulasi pada penelitian ini menggunakan jarak 10 cm, 15 cm, 20 cm, 25 cm, dan 30 cm antara *suction hood* dengan mulut.

1.4 Tujuan Penelitian

1. Mengetahui apakah terdapat partikel yang tidak terhisap oleh *dental aerosol suction*.
2. Mengetahui jarak efektif penghisapan *dental aerosol suction* menggunakan *suction hood* desain A, B, dan C.
3. Mengetahui desain yang paling efektif melakukan penghisapan di jarak efektif penghisapan.

1.5 Manfaat Penelitian

Dengan dilaksanakannya penelitian ini, diharapkan dapat memvalidasi *Dental Aerosol Suction Device* buatan UGM sehingga alat tersebut dapat meminimalisir penyebaran COVID-19 terutama pada kegiatan perawatan gigi dan mulut.

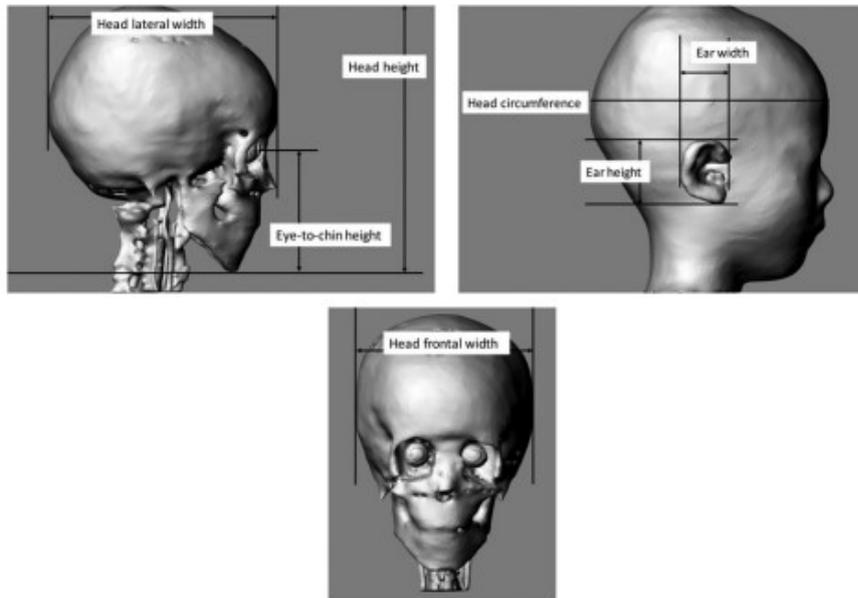
BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Geometri Kepala dan Mulut

Villoing dkk (2017) melakukan penelitian untuk membuat *phantom head* yang sesuai dengan dimensi kepala orang Korea. Penelitian Villoing dkk (2017) tersebut dilakukan dengan mengambil data dari anak berumur 7 tahun menggunakan *magnetic resonance (MR) images*, setelah itu data tersebut dikonversi menjadi objek *polygon mesh format* menggunakan *software* pemodelan 3D, 3D-DoctorTM, yang kemudian disesuaikan dengan dimensi kepala dari *Korean Standard Body Size Measurements*. Pada Tabel 2.1 dan Gambar 2.1 tercantum data dimensi kepala yang didapatkan dari *Korean Standard Body Size Measurements*.

Tabel 2.1 Dimensi Kepala Manusia (Korean Standard Body Size Measurements)

<i>Age (y)</i>	6	9	12	15	<i>Adult</i>
<i>Head lateral width</i>	-	16.7	17.3	18.1	19.8
<i>Eye-to-chin height</i>	9.2	10.0	10.7	11.6	12.1
<i>Head height</i>	20.8	21.5	22.2	23.4	23.6
<i>Ear width</i>	-	3.1	3.2	3.2	3.3
<i>Ear height</i>	-	5.2	5.5	5.7	5.9
<i>Head frontal width</i>	14.7	15.1	15.3	15.7	16.1
<i>Head circumference</i>	51.2	52.9	54.2	56.0	57.4



Gambar 2.1 Pembagian Kepala Manusia (*Korean Standard Body Size Measurements*)

Setelah dilakukan pembuatan *head phantom*, didapatkan dimensi kepala dari phantom yang dapat dilihat pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2 Dimensi Head Phantom (Villoing dkk, 2017)

<i>Age (y)</i>	6	9	12	15	<i>Adult</i>
<i>Head lateral width</i>	16.7	16.9	17.5	18.3	20.1
<i>Eye-to-chin height</i>	9.1	9.9	10.8	11.4	11.9
<i>Head height</i>	21.2	21.4	21.8	23.2	23.9
<i>Ear width</i>	3.3	3.1	3.3	3.2	3.4
<i>Ear height</i>	4.3	5.1	5.6	5.8	6.0
<i>Head frontal width</i>	14.8	15.7	15.7	16.2	16.2
<i>Head circumference</i>	48.9	50.2	51.6	53.2	57.1

Sementara Nagi dkk (2017) melakukan studi untuk mengaplikasikan metode *three finger index* dalam pengukuran *maximum mouth opening* (MMO) pada warga India. Penelitian dilakukan dengan 400 partisipan yang dibagi dalam empat kelompok berdasarkan rentang usia. Kemudian dilakukan pengukuran lebar mulut saat mulut terbuka secara maksimal dan juga dilakukan pengukuran panjang dari tiga jari yang menjadi indeks pengukuran (jari kelingking, jari tengah, dan jari manis). Gambar 2.2 dan Gambar 2.3 menunjukkan proses pengukuran mulut dan jari pada partisipan.



Gambar 2.2 Pengukuran Dimensi Mulut (Nagi dkk, 2017)



Gambar 2.3 Pengukuran Dimensi 3 Jari (Nagi dkk, 2017)

Berdasarkan pengukuran didapatkan data yang dapat dilihat pada Tabel 2.3.

Tabel 2.3 Hasil Pengukuran Dimensi Mulut (Nagi dkk, 2017)

<i>Age group</i>	<i>MMO-Males (mm)</i>		<i>MMO-Females (mm)</i>	
	<i>Mean value</i>	<i>Range</i>	<i>Mean Value</i>	<i>Range</i>
<i>Group 1</i>	51.48	33-64	45.69	39-58
<i>Group 2</i>	51.37	42-68	45.86	41-53
<i>Group 3</i>	50.34	41-57	45.50	41-51
<i>Group 4</i>	51.08	49-56	48.44	40-51

Didapatkan bahwa rentang nilai MMO dari pria adalah 33-68 mm dengan rata-rata 55 mm. Sementara bagi wanita, rentang nilainya adalah 39-58 mm dengan rata-rata nilai MMO sebesar 45 mm. Data pengukuran panjang tiga jari dan MMO kemudian diuji menggunakan Pearson *correlation test* dan didapatkan bahwa kedua data tersebut berkorelasi.

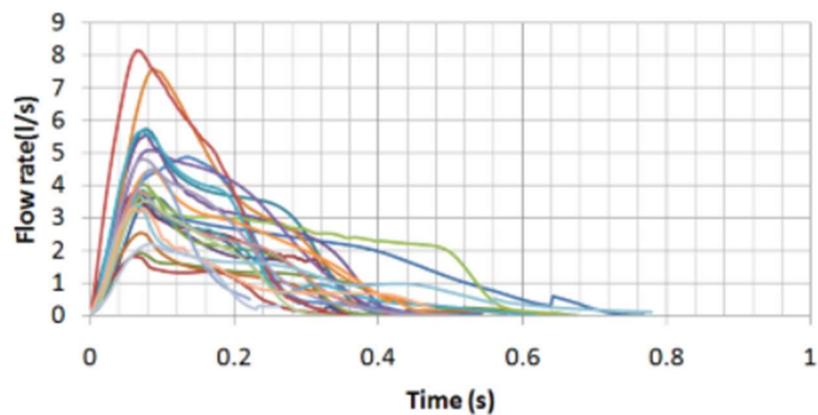
Shaari dkk (2010) juga melakukan penelitian serupa untuk mengukur dimensi mulut yang terbuka untuk kepentingan klinis. 34 mahasiswa Universiti Sains Malaysia dipilih secara acak untuk dilakukan pengukuran. Hasilnya didapatkan rentang diameter 35,6-56,3 mm pada mulut terbuka dengan median pada pria sebesar 47,6 mm dan pada wanita 40,8 mm.

2.2 Karakteristik Nafas Manusia

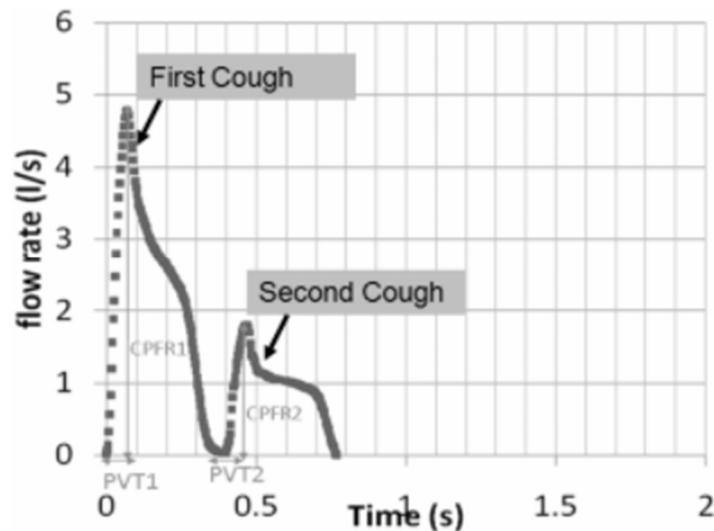
Gupta dkk (2009) melakukan penelitian untuk mengukur laju aliran, arah aliran dan area pembukaan mulut dan hidung saat batuk. Udara yang dihembuskan manusia yang terinfeksi merupakan salah satu sumber utama dalam penularan virus ke lingkungan sekitar. Udara yang dihembuskan berasal dari peristiwa pernafasan seperti batuk, bersin, pernafasan, dan pembicaraan. Metode yang digunakan adalah metode eksperimental, dimana Gupta dkk (2009) menggunakan alat Spirometer berbasis fleish tipe

pneumotachograph. Penelitian dilakukan dengan subjek 12 wanita dan 13 subjek pria yang berbadan sehat. Penelitian dilakukan untuk 2 tipe batuk yaitu batuk tunggal dan batuk berurutan. Pengukuran laju aliran dilakukan dengan memasang masker wajah di wajah subjek. Masker tersebut memiliki port untuk mulut dan hidung, dan port tersebut terhubung ke filter dan spirometer.

Dari *spirometric test* yang dilakukan pada 25 subjek, laju aliran saat batuk tunggal dan batuk berurutan dapat dilihat pada Gambar 2.4 dan Gambar 2.5.



Gambar 2.4 Grafik Laju Aliran Batuk Tunggal (Gupta dkk, 2009)

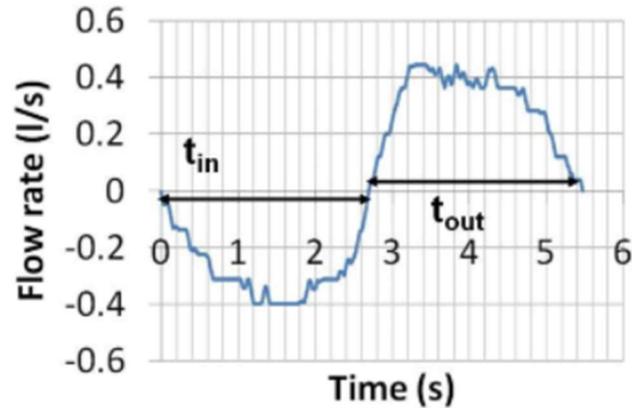


Gambar 2.5 Grafik Laju Aliran Batuk Berurutan (Gupta dkk, 2009)

Batuk berurutan merupakan kombinasi dari dua batuk tunggal. Batuk yang pertama memiliki karakteristik yang hampir sama dengan batuk tunggal, sedangkan batuk yang kedua merupakan variasi batuk yang lebih kecil dibanding batuk pertama.

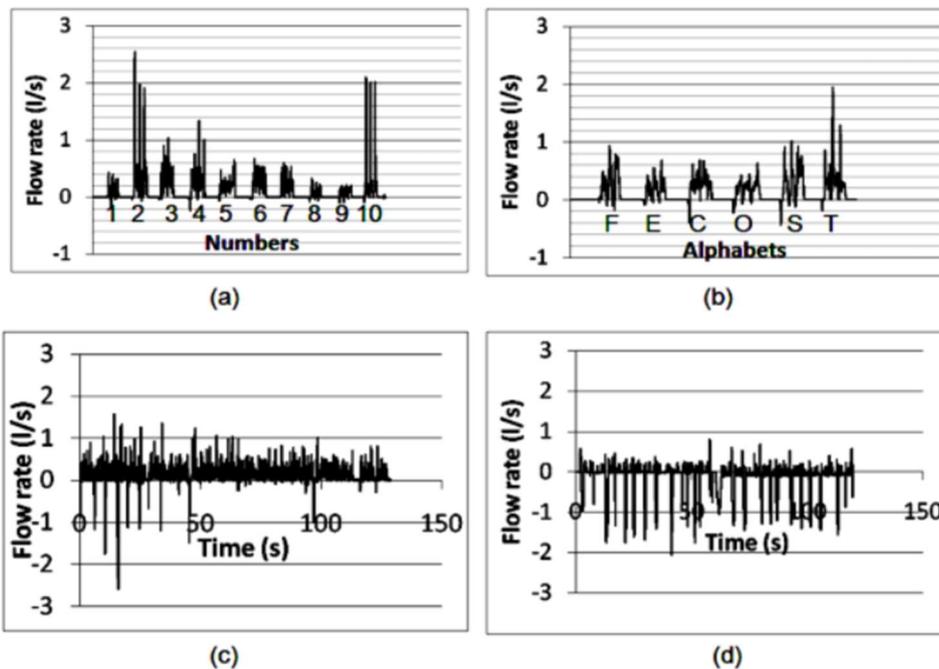
Sementara itu, untuk karakteristik pernafasan dan berbicara Gupta dkk (2010) melakukan penelitian lanjutan dengan mengembangkan sebuah sumber model untuk menyediakan kondisi termo fluida dari udara yang dihembuskan saat bernafas dan berbicara. Penelitian yang dilakukan Gupta dkk (2009) menggunakan metode eksperimental untuk mengukur laju aliran, arah aliran dan area pernafasan saat proses pernafasan dan berbicara. Alat yang digunakan adalah spirometer berbasis Fleish tipe pneumotachograph. Penelitian dilakukan dengan subjek 12 wanita dan 13 pria sehat.

Dari *spirometric test* didapatkan laju aliran, arah aliran pernafasan dan area pernafasan hidung atau mulut saat bernafas dan berbicara. Untuk laju aliran saat proses pernafasan dapat dilihat pada Gambar 2.6.



Gambar 2.6 Grafik Laju Aliran Pernafasan (Gupta dkk, 2009)

Sedangkan untuk berbicara, didapatkan data flow rate terhadap waktu saat mengucapkan alphabet atau angka diperlukan waktu 1 detik, sementara untuk membaca diperlukan waktu total sekitar 2 menit. Pada saat membaca exhalasi terjadi dari mulut dan inhalasi melalui hidung. Untuk laju aliran saat berbicara dapat dilihat pada Gambar 2.7.



Gambar 2.7 Grafik Laju Aliran Saat Berbicara

Gupta dkk (2009) menyatakan bahwa aju aliran, arah aliran, dan area pembukaan mulut atau hidung yang diperoleh dapat digunakan sebagai syarat batas untuk simulasi CFD. Variasi laju aliran pernafasan terhadap waktu adalah sinusoidal. Amplitudo dan frekuensi fungsi sinus dipengaruhi oleh tinggi badan, berat badan dan jenis kelamin

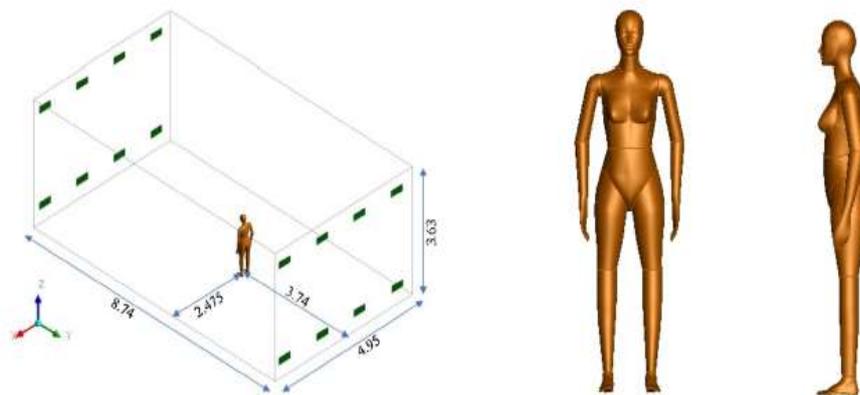
Holmgren dkk (2010) mengukur distribusi ukuran *droplet* pada 16 peserta sehat menggunakan *optical particle sizer* (OPS) dan sistem *scanning mobility particle sizer* (SMPS). Eksperimen dilakukan pada ruangan yang diatur pada suhu 35°C. Sistem SMPS mengukur partikel *droplet* antara 0,01 dan 0,43 µm. Udara ekspirasi ditampung oleh kantong sampel berukuran 30L. Partisipan melakukan dua manuver pernafasan. (1) pernafasan tidal normal di mana inspirasi merupakan udara bebas partikel dan (2) ekspirasi lambat ke RV diikuti dengan inspirasi penuh udara bebas partikel *droplet* lalu diikuti dengan ekspirasi yang terukur. Partisipan menghembuskan nafas ke kantong sampel dan instrumen mengambil data dari kantong sampel. Manuver pernafasan dilakukan dua kali. Hasil penelitian menunjukkan bahwa selama pernafasan tidal ukuran rata-rata partikel sebesar 0.07 µm.

2.3 Persebaran Droplet Aerosol

Zhang dkk (2019) melakukan penelitian dengan objek distribusi droplet aerosol di ruangan ber-AC. Penelitian ini bertujuan untuk memahami bagaimana bakteri dan virus menular dari orang ke orang melalui aktivitas pernafasan. Peneliti ini menggunakan simulasi *Computational Fluid Dynamics* (CFD) dengan metode *Large Eddy Simulation* (LES) yang dipadukan dengan metode Lagrangian untuk memprediksi distribusi *droplet aerosols*. Untuk memvalidasi hasil dari simulasi ini dilakukan eksperimen menggunakan manekin dan ruangan yang telah disesuaikan kondisinya.

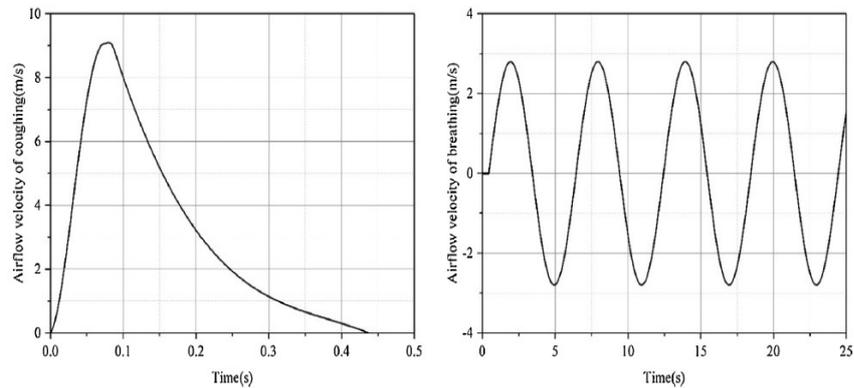
Dalam penelitian ini, terdapat dua fase model simulasi. Yang pertama adalah *carrier phase*. *Carrier phase* menggunakan metode *Large Eddy Simulation* (LES) dalam algoritma perhitungannya. Fasa yang digunakan dalam *carrier phase* adalah udara. Yang kedua adalah *Discrete Phase*. *Discrete Phase* menggunakan metode Langrangin dalam algoritma perhitungannya. Fasa yang digunakan dalam *Discrete Phase* adalah *droplet aerosols*.

Zhang dkk (2019) melakukan pengaturan simulasi dengan menggunakan ruangan berdimensi $4.95 \text{ m} \times 8.74 \text{ m} \times 3.63 \text{ m}$ ($X \times Y \times Z$) dan menggunakan manekin dengan tinggi 1,69 m dan luas permukaan 1,49m². Dimensi ruangan dan manekin penelitian dapat dilihat pada Gambar 2.8.



Gambar 2.8 Dimensi Ruang dan Manekin Penelitian (Zhang dkk, 2019)

Penelitian ini menggunakan beberapa kondisi batas, yang pertama menggunakan kondisi batas di mana *flow field* diatur sebagai kondisi *steady* dan *droplet aerosols* dikeluarkan satu kali proses batuk dari 0 s s.d 0,436 s lalu dilanjutkan dengan pernafasan dari selang waktu 0,436 s s.d 240 s untuk kondisi *transient*. Grafik kecepatan saat bernafas dan batuk dapat dilihat pada Gambar 2.9.



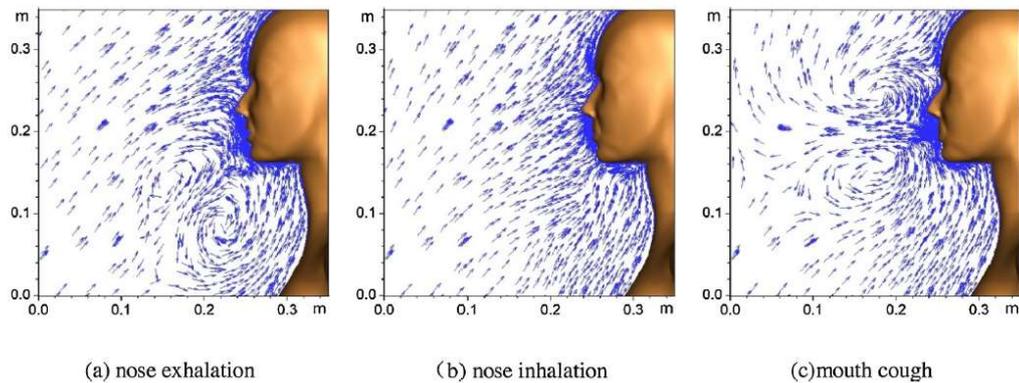
Gambar 2.9 Grafik Kecepatan Saat Bernafas dan Batuk

Pada penelitian ini menggunakan kondisi batas diameter *droplet* dari batuk di atur sebesar 1, 10, 20, 50, dan 100 μm dan diameter *droplet* dari nafas 1 μm . Tiga tipe kondisi batas diterapkan pada simulasi *discrete phase* yang pertama untuk dinding dan badan manekin diatur sebagai *trap*, kecepatan udara masuk diatur sebagai *reflect*, dan kecepatan udara keluar diatur sebagai *escape*. Penelitian kali ini menggunakan 10 kasus, kasus 1 s.d 8 menggunakan 16 *diffuser* dan kasus 9 & 10 menggunakan 8 *diffuser*. Tabel kasus secara lengkap dapat dilihat pada Tabel 2.4.

Tabel 2. 4 Kasus Simulasi Pada Penelitian (Zhang dkk, 2019)

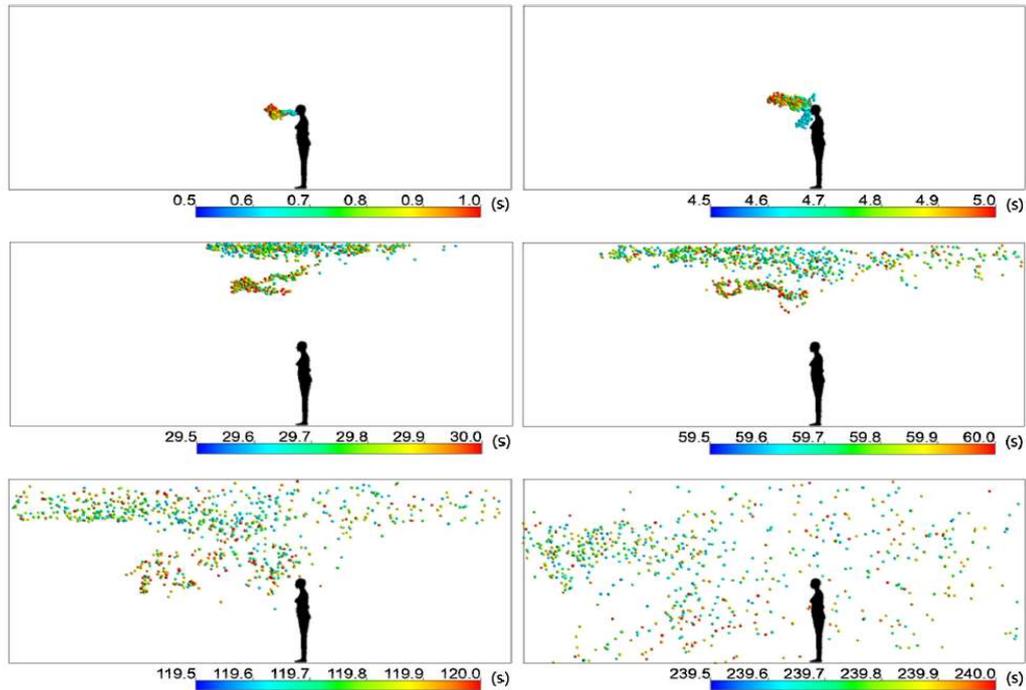
Case No.	Supply air temperature (°C)	Supply air relative humidity (%)	Supply air Velocity (m/s)	Ventilation rate (ACH)	Ventilation	Locations of airflow inlet and outlet
Case1	17	50	0.25 m/s	3.6ACH	DV	
Case2	23	50	0.25 m/s	3.6ACH	DV	
Case3	29	50	0.25 m/s	3.6ACH	DV	
Case4	23	35	0.25 m/s	3.6ACH	DV	
Case5	23	65	0.25 m/s	3.6ACH	DV	
Case6	23	50	0.5 m/s	7.2ACH	DV	
Case7	23	50	0.75 m/s	10.99ACH	DV	
Case8	23	50	0.75 m/s	10.99ACH	MV	
Case9	23	50	1.5 m/s	10.99ACH	MV	
Case10	23	50	1.5 m/s	10.99ACH	MV	

Berdasarkan kasus simulasi 2, didapatkan vektor kecepatan aliran udara sekitar kepala manekin untuk hembusan nafas, hirupan nafas dan batuk yang ditunjukkan pada gambar 2.3. ketika kecepatan aliran dari hembusan nafas besarnya maksimal, arah dari aliran udara berubah dari 0.12 ke 0.14m di depan dari kepala, sedangkan untuk batuk nilainya 0.22-0.24m. Vektor aliran udara saat bernafas dan batuk dapat dilihat pada Gambar 2.10.

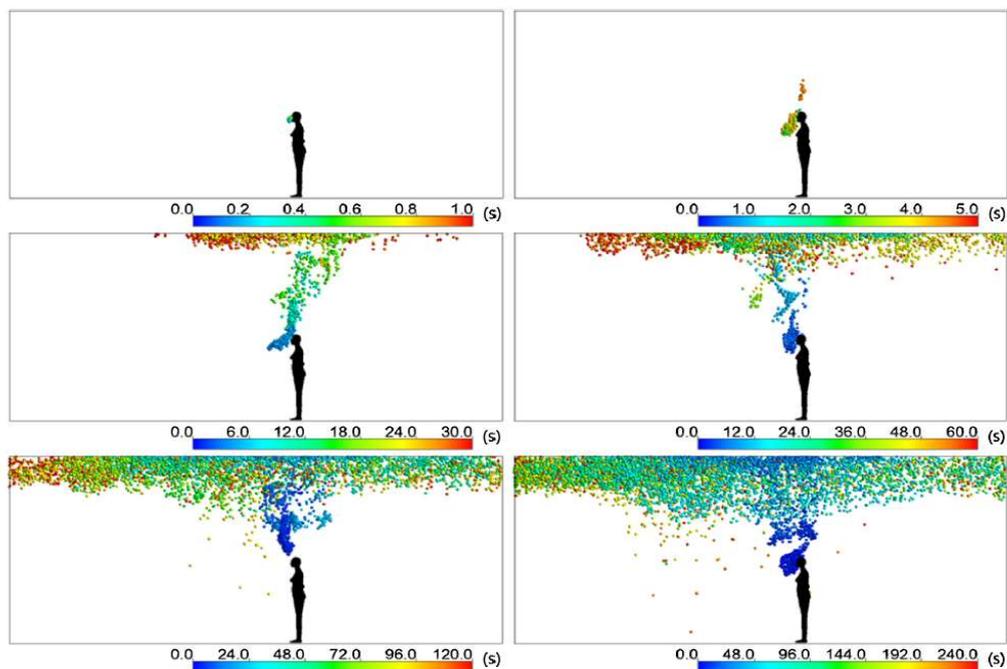


Gambar 2.10 Vektor Aliran Udara Pada Saat Bernafas dan Batuk

Selain itu, pada kasus 2 terdapat persebaran droplet akibat batuk dan nafas ditunjukkan pada gambar.. *Droplet aerosols* ditandai oleh gradasi warna dengan objek *particle residence time* yang menggambarkan waktu yang dibutuhkan ketika partikel dikeluarkan dari proses nafas dan batuk. Hasil simulasi dapat dilihat pada Gambar 2.11 dan Gambar 2.12.



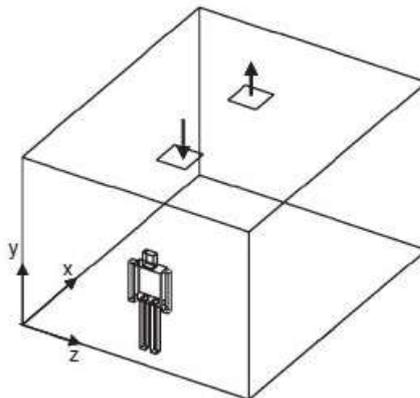
Gambar 2.11 Hasil Simulasi Batuk Pada Kasus 2 (Zhang dkk, 2019)



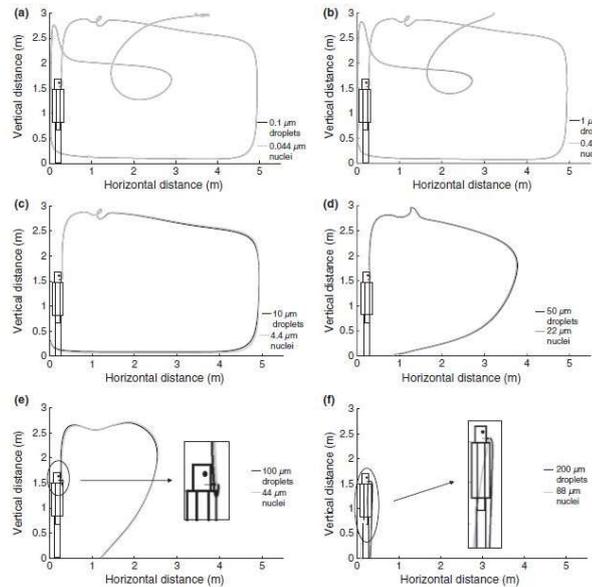
Gambar 2.12 Hasil Simulasi Bernafas Pada Kasus 2 (Zhang dkk, 2019)

Dengan membandingkan persebaran *droplet aerosols* antara batuk dan nafas dalam rentang waktu 1, 5, 30, 60, 120, 240s, diameter *droplet aerosols* yang sama, terdapat perbedaan yang signifikan, kecepatan aliran udara dari batuk lebih besar daripada pernafasan. Yang menimbulkan *droplet aerosols* memenerasi wilayah suhu *stratified* dengan mudah dan bergerak dengan jauh. Maka dapat dikatakan dari hasil simulasi antara batuk dan nafas, aktivitas pernafasan memiliki dampak yang signifikan dalam persebaran virus.

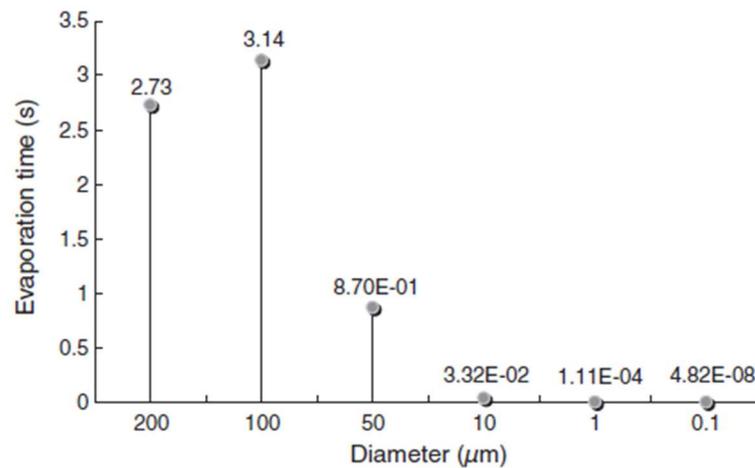
Chen dkk (2010) melakukan penelitian menggunakan simulasi numerik untuk menyelidiki karakteristik persebaran droplet yang dihembuskan manusia di ruang berventilasi. Simulasi dimodelkan oleh sebuah manekin dan ruangan berdimensi 5 m x 4 m x 3 m dengan sistem ventilasi. Simulasi dilakukan dengan 2 metode, dimana pada metode 1 simulasi dilakukan dengan kondisi droplet mengalami evaporasi dan metode 2 tanpa evaporasi. Penelitian dilakukan dengan 6 variasi ukuran *initial droplet* yaitu, 0,1 μm , 1 μm , 10 μm , 50 μm , 100 μm , dan 200 μm . Hasil pemodelan dapat dilihat pada Gambar 2.13, Gambar 2.14, dan Gambar 2.15.



Gambar 2.13 Pemodelan manekin dan ruangan dengan ventilasi (Chen dkk, 2010)



Gambar 2.14 Perbandingan lintasan droplet yang terbentuk dengan evaporasi dan tanpa evaporasi dengan (a) *initial diameter* 0,1 μm , (b) *initial diameter* 1 μm , (c) *initial diameter* 10 μm , (d) *initial diameter* 50 μm , (e) *initial diameter* 100 μm , dan (f) *initial diameter* 200 μm . (Chen dkk, 2010)



Gambar 2.15 Waktu evaporasi *droplet* (Chen dkk, 2010)

Didapatkan bahwa untuk *initial droplet* $\leq 50 \mu\text{m}$, waktu yang di perlukan *droplet* untuk terevaporasi di bawah 1 s dimana waktu tersebut terlalu singkat untuk mempengaruhi pergerakan *droplet*. Selain itu dari

lintasan pergerakan *droplet* dengan evaporasi dan tanpa evaporasi dapat dilihat bahwa untuk *initial diameter* $\leq 100 \mu\text{m}$ lintasan yang dihasilkan sangat mirip. Oleh karena itu untuk pemodelan simulasi, proses evaporasi dengan ukuran *initial droplet* $\leq 100 \mu\text{m}$ dapat diabaikan.

BAB III

DASAR TEORI

3.1 *Dental Aerosol Suction Device*

3.1.1 Pengertian Dental Aerosol Suction Device

Pada kegiatan perawatan gigi, dokter gigi akan bersentuhan langsung dengan mulut pasien. Hal tersebut membuat dokter gigi rawan terpapar virus ataupun bakteri dari mulut pasien. Untuk meminimalisir penularan bakteri dan virus dari mulut pasien, perlu digunakan *dental aerosol suction device*. *Dental aerosol suction device* merupakan alat untuk menghisap *droplet aerosol* pernafasan, *droplet* ludah, darah, dan lain-lain dari kegiatan perawatan gigi dan mulut, sehingga persebaran virus dan bakteri dari mulut pasien dapat diminimalisir.

3.1.2 Komponen Dental Aerosol Suction Device

1. Suction Hood

Suction hood merupakan komponen pertama yang akan bersentuhan langsung dengan *droplet aerosol* dari mulut pasien. *Suction hood* berbentuk seperti corong dengan lubang dibagian puncaknya yang berfungsi untuk meneruskan aliran *droplet aerosol* menuju bagian dalam alat. Bentuk *suction hood* yang seperti corong akan menghalangi *droplet aerosol* yang mengalami aliran balik dari *hose* menuju atmosfer, sehingga *droplet aerosol* tersebut tidak menyebar di ruangan dan bisa segera terhisap lagi ke dalam *hose*.

2. Hose

Hose merupakan selang penghubung antara *suction hood* dan bagian dalam alat. *Droplet aerosol* yang masuk melalui puncak dari *suction hood* akan mengalir melalui *hose* untuk kemudian masuk ke dalam alat dan masuk ke tahap filtrasi.

3. *Filter*

Filter yang digunakan pada *dental aerosol suction* merupakan lapisan *high efficiency particulate air* (HEPA). HEPA filter digunakan untuk menyaring partikel-partikel *droplet* sehingga virus dan bakteri tidak keluar dari alat.

4. Sinar Ultraviolet

Untuk membunuh virus dan bakteri yang masih ada di aliran fluida yang sudah difiltrasi digunakan sinar ultraviolet. Sehingga ketika udara keluar dari alat, aliran udara tersebut sudah bersih dari virus dan bakteri.

5. Motor Listrik

Pada *dental aerosol suction device*, motor listrik digunakan untuk memutar impeler. Impeler tersebut kemudian akan menghisap aliran sehingga *droplet aerosol* dari mulut akan terhisap.

6. *Exhaust*

Exhaust digunakan untuk mengeluarkan aliran udara yang sudah mengalami proses filtrasi dari alat menuju ke lingkungan.

3.2 Laju Aliran Massa

Jumlah aliran massa yang mengalir melalui penampang per satuan waktu disebut laju aliran massa dan dilambangkan dengan \dot{m} . Titik di atas simbol digunakan untuk menunjukkan laju perubahan waktu. Persamaan laju aliran massa adalah sebagai berikut:

$$\dot{m} = \rho \times v \times A \quad (3.1)$$

Sementara laju aliran atau debit merupakan didapatkan dari kecepatan rata-rata aliran yang melewati sebuah penampang. Persamaan laju aliran adalah sebagai berikut:

$$Q = v \times A \quad (3.2)$$