

Medical

호흡기 분리형 음압 챔버의 개발과 기도 삽관 시 보호 효과의 확인

정용재¹ · 성기섭² · 유지나¹ · 홍주영¹ · 정현수¹

¹연세대학교 의과대학 응급의학교실, ²SS-ENG Co., Ltd.

Simulation study: the development of a respiratory barrier enclosure with negative pressure and the analysis of its protective effect during intubation

Yong Jae Jung¹, Ki Sub Sung², Gina Yu¹, Ju Young Hong¹, Hyun Soo Chung¹

¹Department of Emergency Medicine, Yonsei University College of Medicine, Seoul, ²SS-ENG Co., Ltd., Bucheon, Korea

Objective: Within the last 2 years, coronavirus disease 2019 has spread rapidly across several continents, with 100 million confirmed infected patients. Physical barrier enclosure, also called “aerosol-box,” is a solution for the shortage of protective devices and spaces. In this study, we examined the safety of the novel barrier enclosure.

Methods: We simulated droplets by nebulizing 1% glycerol+99% ethanol solution. Two experienced physicians performed intubation under two conditions, such as the isolator condition (applying isolator without negative condition) and the negative pressure condition (applying isolator with the negative condition). We compared two conditions with two control groups, including negative control (room air) and positive control (synthetizing droplet air). During the procedure, particles were counted for 30 seconds, and this was repeated 10 times. At each condition, depending on the result of the normality test (Shapiro-Wilk test), an independent t-test was used when normality was satisfied, and a Mann-Whitney U-test was used when normality was not satisfied.

Results: The total number of particles in the positive control was 308,788 (175,936-461,124). The total number of particles for both conditions was significantly less than the positive control. Total number of particles in the isolator condition was 30,952 (27,592-33,244, P=0.001) and that in the negative pressure condition was 27,890 (27,165-29,786, P=0.001).

Conclusion: The novel barrier significantly reduces synthetizing droplets exposure during intubation. Application of negative pressure through the isolator results in an additional decrease in particle exposure. Studies involving a larger population of operators and prolonged procedures are required.

Keywords: Aerosols; COVID-19; Infectious disease transmission; Intubation; Negative pressure; Patient isolation

서 론

2002년 유행하였던 severe acute respiratory syndrome (2002)을 시작으로, H1N1 influenza A (2009), Middle East respiratory syndrome (2015) 그리고 coronavirus disease 2019에 이르기까지 새로운 호흡기

감염 질환들이 유행하면서 공기-매개 감염 가능성을 배제할 수 없는 새로운 감염 환자들에 대한 격리 및 처치가 주요 문제로 대두되었다.¹ 미 질병통제 예방센터 (Centers for Disease Control and Prevention)에서는 공기-매개 감염 질환인 홍역 (measles), 수두 (varicella), 결핵 (tuberculosis)에 대해 음압이 유지되는 병실에 환자를 유지하면서 6-12시간마다 환기를 하여 공기가 high-effi-

책임저자: 홍 주 영

서울 서대문구 연세로 50

연세대학교 의과대학 응급의학교실

Tel: 02-2228-2459, Fax: 02-2227-7908, E-mail: juyoungbaby@yuhs.ac

접수일: 2021년 7월 8일, 1차 교정일: 2021년 9월 30일, 게재승인일: 2021년 10월 3일

Capsule Summary

What is already known in the previous study

Plastic box made for physical barrier enclosure, called “aerosol-box” can protect the operator from infected droplets and aerosols during the aerosol-generating procedure, including endotracheal intubation.

What is new in the current study

Previous barrier enclosures could physically prevent infected droplets from spreading out. We applied negative pressure that could protect physicians from infected droplets and aerosols. Applying internal circulation with regular ventilation could remove the infected particles. In this study, we tested a novel barrier enclosure using nebulized particles, with or without applying negative pressure during the intubation procedure. The novel barrier enclosure facilitated a significant reduction in synthesizing droplets exposure during intubation. Applying negative pressure through the isolator resulted in an additional decrease in particle exposure.

ciency particulate air 필터를 통해 외부로 배출되도록 할 것을 권고한 바 있다.² 현재 유행하고 있는 신종 코로나 바이러스에 대해서도 공기-매개 감염의 가능성을 완전히 배제하지 못하여, 모든 의심환자 진료에 있어 가운과 안면 부 마스크 고글 혹은 안면 쉴드, 장갑을 착용한 상태로 진료할 것을 권고하고 있으며, 환자는 개인 화장실이 구비되어 있는 1인 병실에 입원하여야 하며, 기도 흡인, 기도 삽관 등 다량의 에어로졸을 발생시키는 술기를 시행할 때는 공기-매개 감염질환 환자를 위한 음압 격리 병실에서 수행할 것을 권고하고 있다.^{3,4}

하지만, 하루 2,000명 이상의 확진자가 발생하고 10,000명 이상의 의심환자가 검사를 받고 있는 상황에서 권고사항에 충족하는 보호 장구와 격리 병상을 마련하는 것은 매우 어려운 일이다.⁵ 호흡기 감염 환자를 치료하기 위한 격리 병상의 부족뿐만 아니라, 호흡기 감염 의심 환자가 다른 질병으로 인해 처치를 받아야 할 때, 감염이 배제될 때까지 격리 조건을 충족해야 한다는 사실 때문에, 뇌졸중, 심근경색 및 급성 복증 환자의 응급 처치가 지연되는 현상들이 전 세계적으로 일어나고 있다.⁶⁻⁸

이러한 격리 공간의 부족과 보호 장구의 부족을 해결하기 위한 방안으로 물리적 방어구의 개발이 다양한 방법으로 시도되고 있다. 2020년 4월 대만에서 처음으로 “에어로졸 박스(aerosol box)”가 호흡기 술기 시 의료진을 보호할 수 있다는 가설이 발표된 이후로 다양한 형태의 호흡

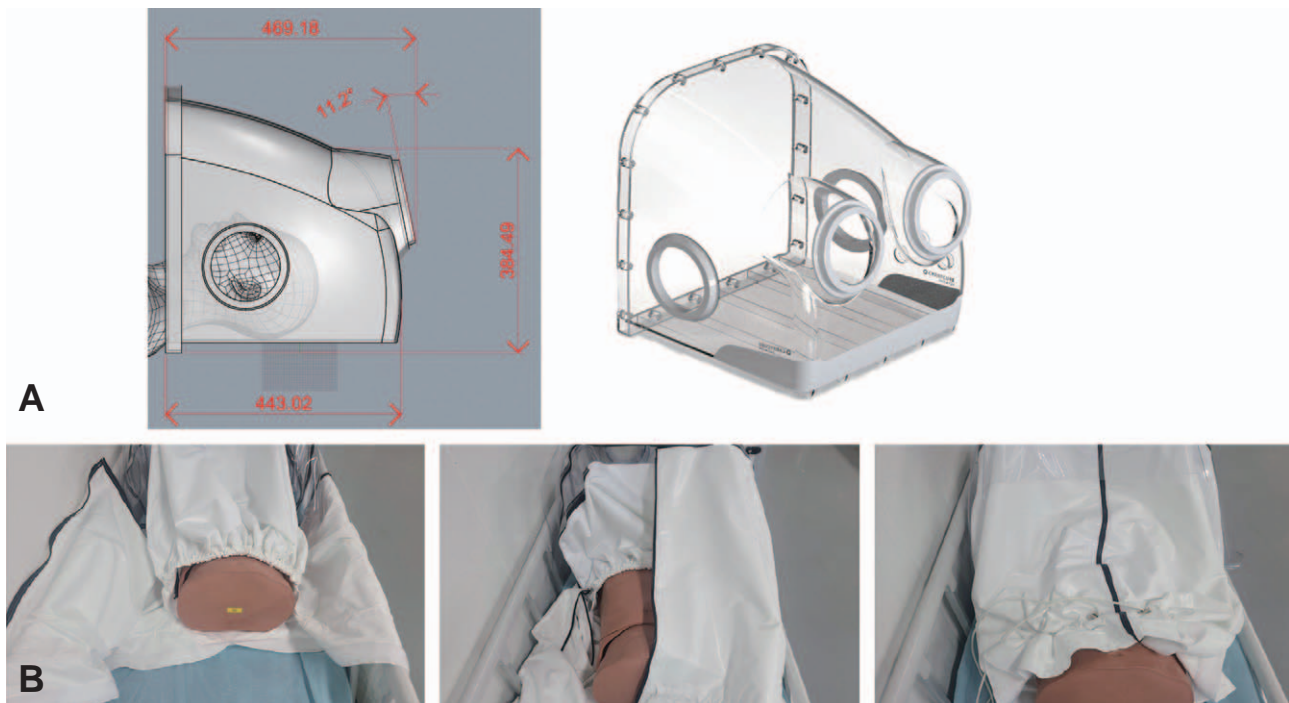


Fig. 1. Structure of respiratory barrier enclosure. (A) Design and construction of intubation hood. Hood has 4 patients access orifice which contain anteroom structure with silicon diaphragm. (B) Double barrier structure on patient's chest. The inner layer is secured to patient's chest by rubber band and Velcro fixer. The outer layer is secured with drawstring and the stopper.

기 격리 장비들을 개발한 연구가 발표되었다.⁹⁻¹² 또한, 많은 연구자들이 안개 생성기를 이용하거나 인공 비말, 혹은 형광물질등을 이용하여 개발된 호흡기 격리 장비들의 보호 효과를 증명하였다.^{13,14} 하지만, 차단력에 대한 정량적 연구는 많지 않고, 많은 연구에서 에어로졸박스와 비슷한 형태의 호흡기 격리 장비에 음압을 적용하여야 차단력을 확보할 수 있음을 확인하였으나, 음압차이의 정도를 제시하지는 않았다.¹⁵ 하지만, 음압차가 커지는 경우 그 차단력이 높아질 수는 있으나, 내부에서 처치를 받는 환자에게 영향을 미칠 수 있어, 적절한 음압차에 대한 확인이 필요하다.

본 연구진은 기존 연구들이 만들었던 형태의 호흡기 격리 장비를 환자 이송 시에도 사용할 수 있도록 디자인하고, 호흡기를 차단한 상태에서 전신형 챔버로도 전환시킬 수 있는 호흡기 분리형 음압 챔버를 개발하였다. 본 연구에서는 내부의 공기가 외부로 유출되는지를 육안으로 확인하면서 챔버가 내부의 공기를 외부로 유출시키지 않을 수 있는 음압 조건을 확인하고, 해당 음압 조건을 유지하는 가운데 기도 삽관을 수행하는 시술자가 내부에서 발생한 비말에 노출되지 않을 수 있는지를 확인하여, 새로 개발한 호흡기 분리형 음압 챔버의 감염 차단 정도를 확인하고자 한다.

방 법

1. 호흡기 분리형 음압 챔버

환자로부터 에어로졸이 발생하는 부위를 차단하면서, 시술 시 환자 접근성은 충분히 유지할 수 있도록 하기 위하여 먼저 호흡기 시술을 위한 후드를 제작하였다(Fig. 1A). 후드는 약 1 cm 두께의 아크릴로 제작되었으며, computed tomography 기계 안에 들어갈 수 있는 최대 크기와, 내부에서 기도 삽관을 할 수 있는 최소 크기를 고려하여 50 cm × 50 cm 크기에 높이는 시술자측 30 cm에서 끝부분 50 cm으로 완만한 경사면으로 제작하였다. 후드에는 총 4개의 환자 접근구를 설치하였다. 먼저, 기도 시술자 위치의 바닥면으로부터 18 cm 높이에 위치하도록 설계하였고, 나머지 두개의 접근구는 후드의 양 옆의 중앙부에 위치하도록 설계하였다.

환자 접합부는 후드 바로 앞에서 어깨 부위를 고정하는 커튼형의 1차 차단막과 환자의 어깨에서 허리 사이 원하는 곳에서 고정할 수 있는 70 cm 길이의 원통형의 2차 차단막으로 만들어 격리실의 전실 구조를 만족할 수 있도록 제작하였다(Fig. 1B).

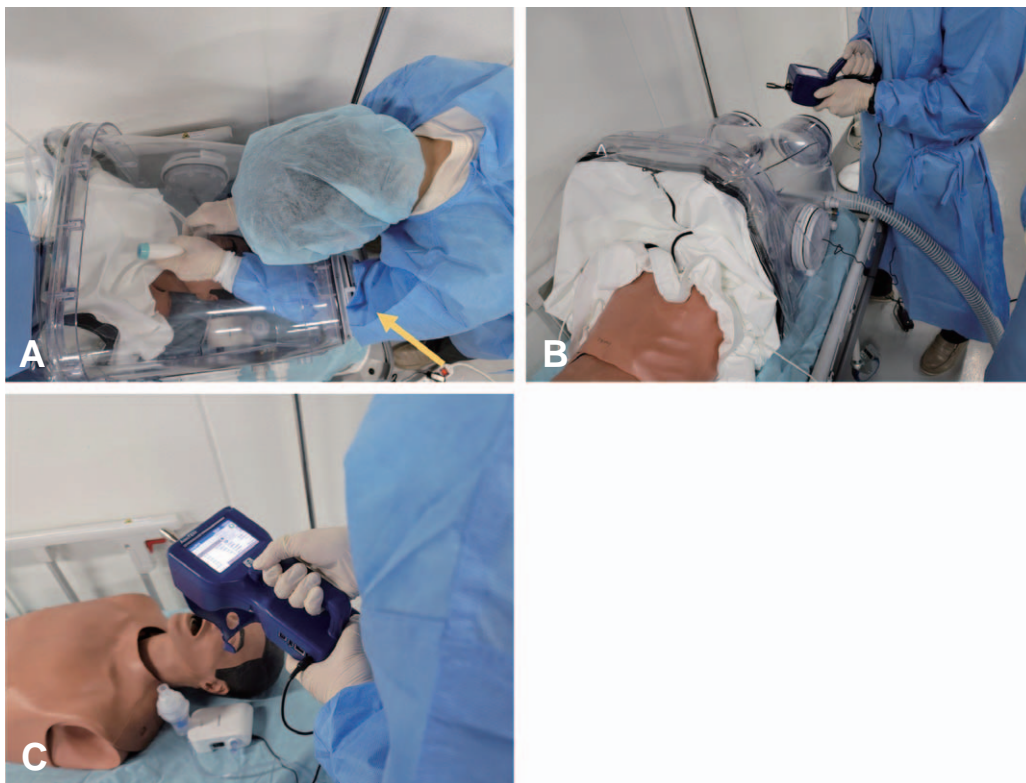


Fig. 2. Simulation of intubation. (A) During one operator conducting endotracheal intubation, other one counted particle around intubator's airway (yellow arrow) with particle counter at location (B). (C) While the nebulizer was running next to the mannequin's mouth, the number of particles generated was measured using a particle counter.

챔버의 옆면으로 음압 펌프를 연결하기 위한 호스를 부착하였으며 각각의 호스의 끝에는 환기용 팬을 부착하여 챔버 내부의 공기를 밖으로 이동시킬 수 있도록 설계하였다. 내부와 외부의 음압 차이를 측정할 수 있는 센서(differential pressure transmitter 984, Beck Sensortechnik GmbH, Steinenbronn, Germany)를 부착하여 내외부의 음압차를 측정하였다.

2. 내부 공기 유출의 육안 평가

챔버 내부의 공기 유출을 확인하기 위하여 Antari 안개 생성기(A ntari model Z-800II, Antari, Taoyuan City, Taiwan) 로 안개를 생성하며 공기의 흐름을 육안으로 확인할 수 있게 만든 후 관찰하였다. 환자가 누워있는 형태를 재현하기 위하여 기도 술기 연습용 마네킹(Deluxe difficult airway trainer, Laredal, Stavanger, Norway) 을 챔버 안에 위치시킨 후 가슴위치에서 차단막을 고정시켰다. 이후 내부의 안개가 환자 접합부와 4개의 접근구에서부터 새어 나오는지 육안으로 확인한 후 가동시키는 환기용 팬의 개수를 늘려가며 음압 차이를 만들어 안개가 새어 나오는 정도가 달라지는지를 확인하였다. 이후 지속적으로 안개를 생성하여도 새어 나오는 안개가 없는 최소 음압차를 측정하여 비말 누출 실험의 조건으로 사용하였다. 마지막으로 챔버 내부를 안개로 가득 채운 후 환기용 팬을 가동시켜 내부의 안개가 제거되는 시간을 확인하였다.

3. 기도 삽관 시뮬레이션과 비말 차단력의 확인

기도 삽관 시 환자로부터 생성된 비말이 시술자에게 노출되는지를 확인하기 위하여 두명의 연구자-고년차 전공의 1인과, 전문의 1인이 번갈아 기도 삽관을 수행하였다. 기도 삽관은 챔버 안의 술기 연습용 마네킹을 대상으로 시행하였으며, 1회 시도 시마다 보조자 없이 한 명의 연구자가 수행하였다. 조건을 동일하게 하기 위해 술기 직전 챔버 안에 술기를 위한 후두경과 삽관용 튜브, 백밸브 마스크 등을 미리 위치시켰고 기도 삽관 시술자가 챔버를 여는 것과 동시에 시술자 외 1인의 연구자가 입자수 측정을 시작하였다(Fig. 2A). 매 측정 이후에는 방안 공기와 챔버 내부를 1분간 환기한 후 30초간 측정한 입자수가 처음 측정했던 방안 공기의 입자수와 비슷해짐을 확인하여 다음 측정에 영향이 없도록 하였다.

환자로부터 발생하는 비말을 시뮬레이션 하기 위하여 1% glycerol+99% ethanol을 이용하여 기도 분비물을 제작하였으며 호흡기 치료용 네블라이저(Omron compressor nebulizer model NE-C802, Omron, Tokyo, Japan)를 이용하여 마네킹의 입 위치에서 작동시켰다

(Fig. 2C). 비말의 양은 AeroTrack의 입자 계수기(AEROTRAK HANDHELD PARTICLE COUNTER MODEL 9306, TSI AeroTrak, Shoreview, MN, USA)를 이용하여 계수기 근처 2.8 L의 공기 내에 존재하는 0.3 μm , 0.5 μm , 1 μm , 3 μm , 5 μm , 10 μm 크기의 입자수를 측정하여 표현하였다.

먼저 네블라이저를 이용하여 비말입자를 생성하지 않은 방안 공기 내의 입자수를 30초 단위로 10회 반복 측정하여 음성 대조군으로 하였고, 네블라이저를 작동시켰을 때 입자수를 30초 단위로 10회 반복 측정하여 양성 대조군으로 하였다. 이후, 양성대조군과 동일한 조건하에 챔버를 설치하기만 하고 음압을 적용한 조건을 챔버조건(isolator condition)으로 설정하고, -10 pa의 음압을 추가로 적용한 조건을 음압조건(negative pressure condition)로 설정하여 각각의 조건에서 입자수를 30초 단위로 10회 반복 측정하였다. 입자 계수기는 기도 삽관 술기자가 환자로부

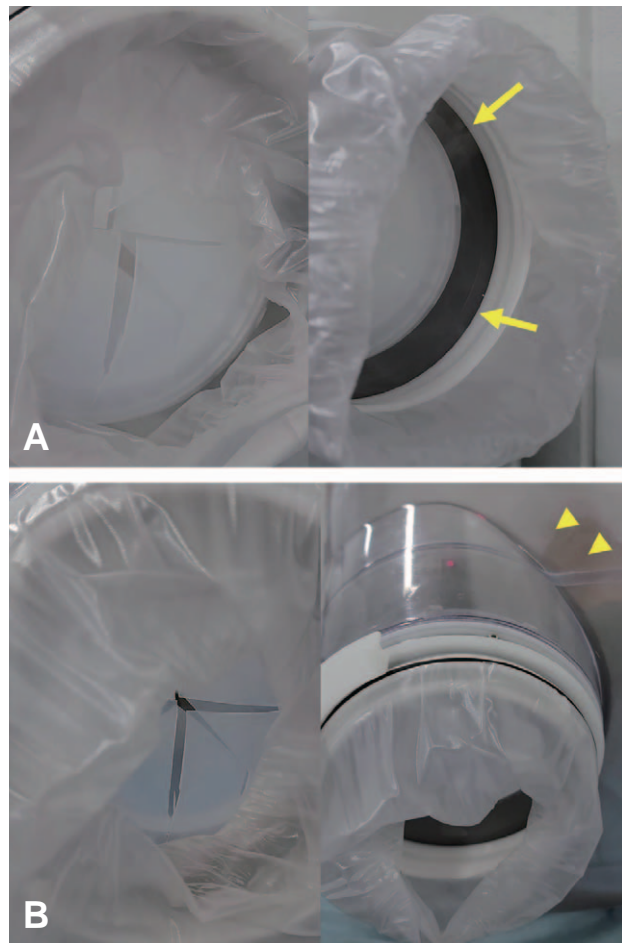


Fig. 3. The smoke leakage from patient's access orifice. (A) When no negative pressure was applied, smoke leaked out (arrows) when the IRIS diaphragm was opened. (B) While no smoke leakage was seen when negative pressure applied, even inside of chamber was filled with smoke (arrowheads).

터 발생한 비말에 노출되는지 여부를 평가하기 위하여 기도삽관을 하는 동안 술기자의 호흡기 근처에서 작동시켜 측정하였다(Fig. 2B).

마지막으로, 비말입자의 생성을 모의한 결과에 비해 실제로 환자가 만들어내는 비말입자의 숫자는 어느정도인지 확인하기 위하여 1명의 연구자가 챔버내부에 들어가 10초 단위로 기침을 한 경우와, 아무 처치도 하지 않은 방안 공기, 챔버 없이 네블라이저만을 시행한 공기내의 입자수를 30초 단위로 2분 30초간 측정하였으며 전체 과정을 4회 반복하여 비교하였다.

4. 데이터 수집과 통계학적 분석

챔버가 차단효과를 가진다면, 내부에서 생성된 비말이 유

출되지 않아 챔버 외부의 입자수는 방안 공기내 입자수와 큰 차이를 가지지 않을 것이고, 챔버 내부로부터의 유출이 있다면, 챔버 외부의 입자수는 기존 방안 공기 내 입자수보다 늘어날 것이라는 가정하에 실험군과 음성대조군 간의 차이를 통계적으로 비교하였으며, 마찬가지로 챔버가 차단효과를 가진다면 챔버를 사용하지 않은 양성대조군과 비교하여 측정되는 입자수가 유의하게 줄어들 것이라는 가정하에 실험군과 양성대조군과의 차이를 통계적으로 비교하였다.

수집한 자료의 분석은 SAS ver. 9.2 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA)를 이용하였다. 각 조건에서의 입자수는 정규성 검정(Shapiro-Wilk test) 결과에 따라 정규성을 만족하는 경우 모수적 검정(Independent t-test)을 사용하여, 정규성을 만족하지 않는 경우는 비모수적 검정(Mann-Whitney U test)을 사용하여 분석하였다.

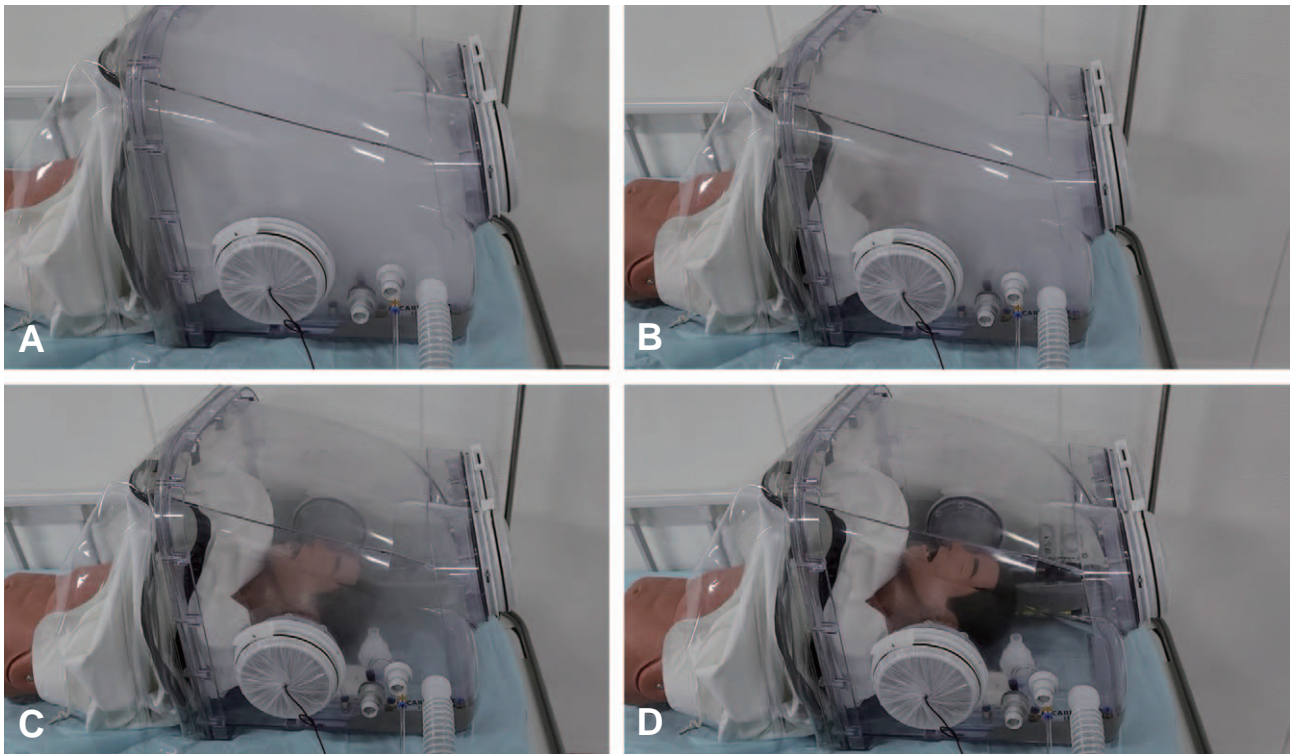


Fig. 4. Eliminate smoke by applying negative pressure. When applying negative pressure, the smoke inside of chamber was removed within 20 seconds. 0 second (A), 7 seconds (B), 15 seconds (C), and 20 seconds (D) after applying negative pressure.

Table 1. Amount of particle in the room air with or without droplet generation

Particle size (μm)	Negative control (n=10)	Positive control (n=10)	P-value
0.3	18,989.5 (16,431-19,748)	106,014 (70,720-123,672)	0.001
0.5	2,021.5 (1,726-2,113)	105,112 (42,978-180,201)	0.001
1	242 (230-280)	82,923 (23,334-163,379)	0.001
3	31.5 (25-37)	9,267 (2,549-9,880)	0.001
5	18 (15-20)	2,132 (767-2,956)	0.001
10	8.5 (5-10)	77 (26-87)	0.002

Values are presented as median (Q1-Q3).

결 과

1. 내부 공기 유출의 육안 평가

챔버 내부에 안개를 생성시킨 후 접근구를 모두 닫고 접근구와 환자 접합부에서 연기의 유출이 있는지를 관찰한 결과 음압을 적용하지 않고 접근구를 열면 동시에 연기가 새어 나오는 것을 확인할 수 있었다(Fig. 3A). 총 세개의 환기용 팬을 가동시켰을 때, 접근구를 열어도 안개가 육안으로 보이는 연기의 유출이 없는 것을 확인하였다(Fig. 3B). 세 개의 환기용 팬을 가동시킬 때, 내외부의 음압 차는 -10 pa 정도로 유지되었다. 마지막으로 후드 내부에 안개를 가득 채운 후 안개가 나가는데 걸리는 시간을 측정 한 결과 20초의 시간이 소요됨을 확인하였다(Fig. 4).

2. 기도 삽관 시뮬레이션과 비말 차단력의 확인

1% glycerol+99% ethanol의 용액을 네블라이저에 넣어 가동시켜, 비말 입자를 발생시키면서 조건별로 입자수를 확인하였다. 먼저, 비말 입자를 생성하지 않은 방안 공기 안에 존재하는 입자수를 확인한 결과 전체 입자수는 21,341 (18,990-21,988)이었다. 비말 입자를 생성하면서, 입자수를 확인한 결과 전체 입자수는 308,788 (175,936-461,124) 로 방안 공기 내에 존재하는 입자수와 비교할 때 10배 이상 증가하는 것을 확인하였으며, 이 두 군에서 각각 측정된 모든 크기의 입자수가 통계적으로 유의한 차이가 있음을 확인하였다(Table 1).

마네킨의 입 주변에서 비말 입자가 생성되는 환경에 챔버를 설치한 후 기도 삽관을 수행하였을 때, 외부에서 측정된 입자수는 30,952 (27,592-33,244)로 방안 공기와 비교할 때 증가하였다. 입자 크기별로 확인하였을 때는 0.3 μ m, 0.5 μ m, 1 μ m의 입자(P=0.001, P=0.005, P=0.001)의 숫자가 통계적으로 유의하게 증가하였다. 하지만, 생성된 비말 입자 수(양성 대조군 참조)만을 고려하였을 때, 외부에서 측정된 전체 입자수는 통계적으로 유의하게 적었으며(P=0.0014) 중간 값으로 계산하였을 때, 10배 이상 적게 존재하였다. 특히 일반적인 비말의 크기인 1 μ m 이상의 입자들의 숫자는 방안 공기 내에 기존에 존재하던 숫자에 비해 유의하게 증가하지 않았다.

실험군 1의 조건에 음압 조건을 더하여 실험을 반복하였을 때, 전체 입자수는 27,890 (27,165-29,786, P=0.0014)으로 방안 공기와 비교할 때, 통계적으로 유의한 차이가 없었으며, 챔버를 적용하지 않은 경우와 비교하였을 때, 모든 크기의 입자수가 통계적으로 유의하게 적음을 확인하였다(Table 2, Fig. 5).

마지막으로, 챔버 내부에서 10초 단위로 기침을 하면서

Table 2. Amount of particle in the air around airway of operator

Particle size (μ m)	Negative control (n=10)		Isolator condition 1 ^{a)} (n=10)		Negative pressure condition 2 ^{b)} (n=10)	
	Median (Q1-Q3)	Mean \pm SD	Mean \pm SD or median (Q1-Q3)	P-value	Mean \pm SD or median (Q1-Q3)	P-value
0.3	18,989.5 (16,431-19,748)	18,809.3 \pm 2,882.46	27,983 \pm 5,652.19	0.001	25,251.6 \pm 1,533.2	<0.001
0.5	2,021.5 (1,726-2,113)	2,007 \pm 351.15	3,127.5 (2,628-3,378)	0.005	2,812.6 \pm 406.33	0.001
1	242 (230-280)	250.7 \pm 30.78	370.5 (299-410)	0.002	306.5 (276-336)	0.008
3	31.5 (25-37)	30.3 \pm 7.27	35.1 \pm 11.31	0.274	34.8 \pm 4.32	0.110
5	18 (15-20)	18.5 \pm 4.12	18 (16-24)	0.851	21.3 \pm 5.19	0.198
10	8.5 (5-10)	8.7 \pm 4.32	6.5 \pm 5.46	0.331	6.6 \pm 2.17	0.187
	Positive control (n=10)		Isolator condition 1 ^{a)} (n=10)		Negative pressure condition 2 ^{b)} (n=10)	
0.3	106,013.5 (70,720-123,672)	-	27,363.5 (24,028-29,784)	0.001	24,692 (24,305-26,448)	0.001
0.5	105,112 (42,978-180,201)	-	3,127.5 (2,628-3,378)	0.001	2,775 (2,503-2,907)	0.001
1	82,923 (23,334-163,379)	-	370.5 (299-410)	0.001	306.5 (276-336)	0.001
3	9,266.5 (2,549-9,880)	-	32 (27-37)	0.001	35 (32-38)	0.001
5	2,131.5 (767-2,956)	-	18 (16-24)	0.001	20 (18-25)	0.001
10	77 (26-87)	-	5.5 (1-9)	0.002	7 (5-8)	0.001

^{a)} Isolator condition 1: isolator applied without negative pressure. ^{b)} Negative pressure condition 2: isolator applied with negative pressure (-10 pa).

챔버 내부의 입자 수 증감을 확인하여 비교한 결과를 방안 공기에서 측정된 결과와 네블라이저를 시행하면서 측정된 결과와 비교하여 정리하였다(Fig. 6A). 챔버 내부에서 실험자가 기침을 하면서 측정을 하면 전체 입자수는 방안 공기 내 입자수보다 약 1.5배 증가하였으나 시간에 따라 증가해가는 경향을 보이지 않았다(Fig. 6B).

고 찰

신종 코로나 바이러스가 유행함에 따라 환자에게 기도 삽관과 같은 술기를 할 수 있도록 고안한 다양한 호흡기 격리 장비가 발표되었다.^{9,10,16-21} 대부분의 연구에서 고안해낸 호흡기 격리 장비가 물리적인 차단 역할을 하여 비말을 차

단한다고 주장하였으나, 음압을 적용하지 않은 경우 오히려 시술자에게 비말의 노출이 증가한다는 결과도 발표되었다.²² 또, 일부 연구에서는 호흡기 격리 장비에 공기 배출 장치를 연결하여 음압을 적용하였으며 이 경우 비말차단 효과가 있음을 확인하였으나, 비말 차단효과를 위한 적절한 압력 차이가 얼마나 되는지를 확인하지는 않았다.^{15,23} 본 연구에서는 기존 연구들에서 사용했던 방법 중 안개 생성 후 안개가 새어 나오는지 여부를 육안으로 확인하는 방법과, 내부에 비말 입자를 만들어 낸 후 외부에서 입자수를 측정하는 방식으로 새로 개발한 호흡기 분리형 챔버(이하 챔버)의 차단력을 확인하였으며, 동시에 챔버 내부의 압력을 설정하여 유지하면서 연구를 수행하였다.

챔버의 차단효과를 확인하기 위해 내부에 안개를 생성하면서 공기의 흐름을 관찰한 결과 -10 pa 정도의 음압을

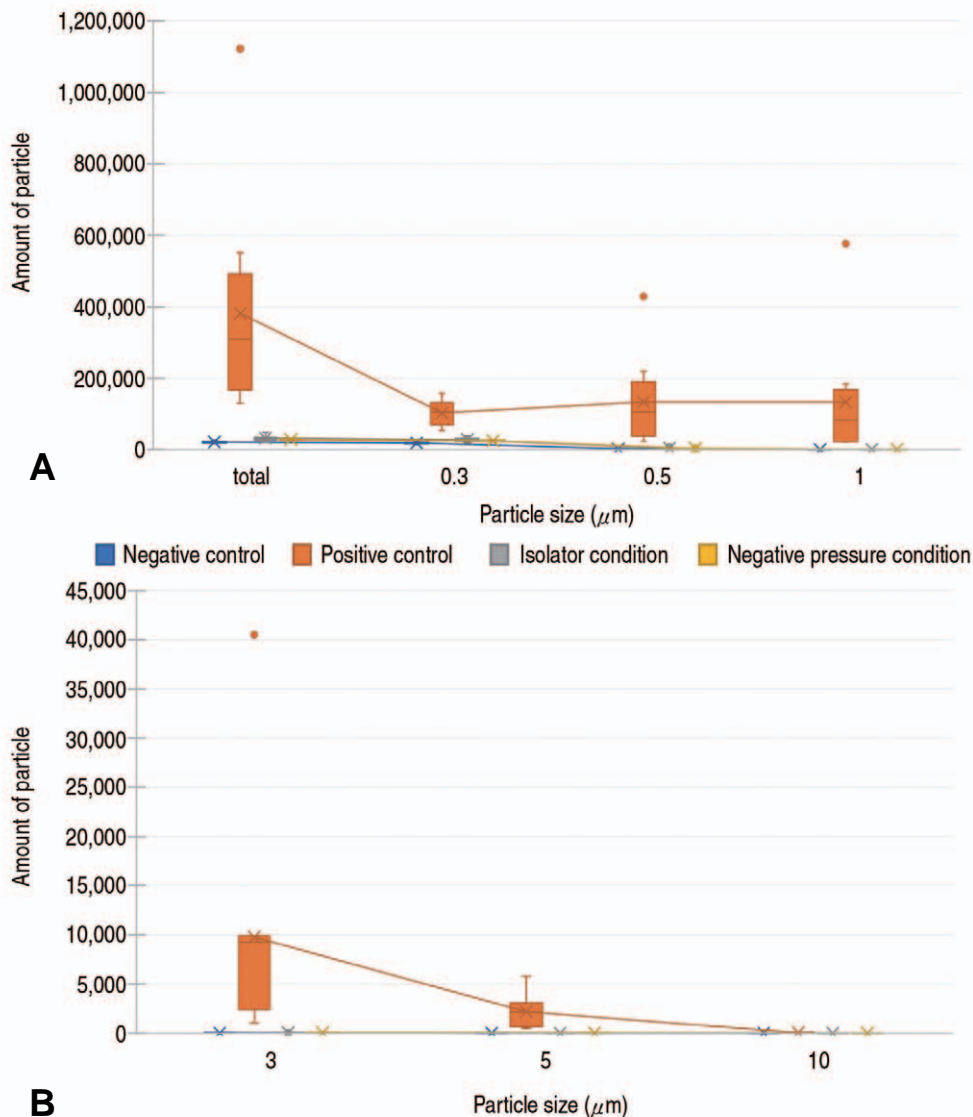


Fig. 5. Amount of particles in the air around airway of operator. (A) Total amount of particle and under the 1 μm sized particles in each condition. (B) Over the 3-μm-sized particles in each condition

유지하였을 때, 환자 접근구를 열어도 내부의 안개가 새어나오지 않음을 확인하였다(Fig. 3). 이는 내부의 공기가 외부로 흐르지 않음을 직접적으로 확인할 수 있는 방법으로 실험용 후드의 안전성을 테스트하는 방법 중 하나이나, 실제로 차단력을 정량적으로 측정할 수 없다는 한계가 있다.^{15,24}

챔버의 차단력을 보다 정량적으로 측정하기 비말 입자와 비슷한 입자를 생성하면서 기도 삽관 과정을 시뮬레이션하며 입자계수기를 이용하여 생성된 입자의 유출을 확인하였다. 방안 공기내에 존재하는 입자의 숫자를 먼저 측정하여 음성대조군으로 삼은 후 네블라이저를 이용하여 비말 입자를 생성하면서 늘어난 입자수를 측정하여 양성대조군으

로 삼았다. 비말 입자를 생성하는 방식이 유의하게 입자수를 늘릴 수 있는지를 확인하기 위하여 음성대조군과 양성대조군의 측정값을 통계적으로 분석한 결과, 두 군 간의 입자수는 모든 크기의 입자에서 통계적으로 유의하게 차이가 났다(Table 1).

동일하게 비말 입자를 생성하는 상태에 챔버를 설치하기만 한 경우(챔버조건, isolator condition)와 챔버를 설치하고 내부에 음압을 적용한 경우(음압조건)를 시뮬레이션하여, 챔버 내부에서 생성된 비말 입자가 챔버의 외부로 유출되는지를 측정하였다. 비말 입자를 생성하고 있을 때, 챔버를 설치하여 차단한 경우, 시술자의 호흡기 근처에서 측정되는 입자수는 챔버를 사용하지 않은 경우에 비해 유의

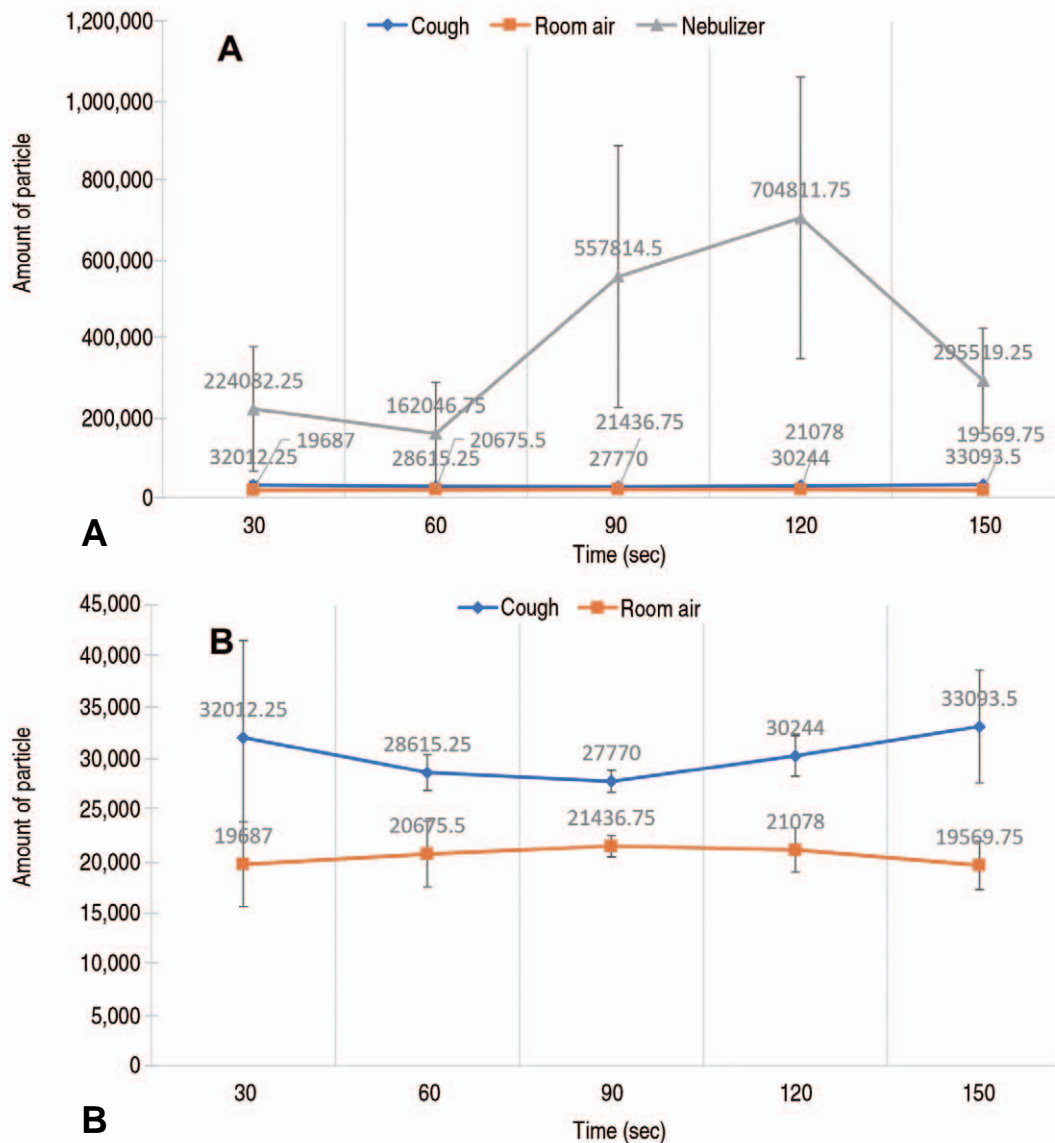


Fig. 6. Time course comparison of amount of particles. Time course comparison of amount of particles (A) in the room air, coughing inside of chamber and nebulizing. (B) Isolated comparison of amount of particles in the room air and coughing inside of chamber.

하게 줄어드는 것을 확인할 수 있었다. 하지만, 방안 공기와 비교하면 0.3–1 μm 의 작은 입자의 숫자가 통계적으로 유의하게 늘어났다. 이는, 챔버를 설치하는 것만으로도 마네킹 입 주변에서 생성되는 비말이 챔버 외부로 빠져나와 시술자의 호흡기근처로 이동하는 것을 막을 수 있으나, 작은 입자의 유출을 막을 수 없었음을 보여준다고 할 수 있다. 또한, 이는 안개의 유출을 육안으로 확인한 결과와도 일치한다.

챔버를 설치하고 내부에 -10 pa의 음압차를 추가로 적용한 경우 육안으로 확인하였을 때, 안개의 유출이 보이지 않았고, 비말 입자를 생성한 실험에서도 모든 크기의 입자의 수가 유의하게 증가하지 않았다. 이는, 챔버를 설치하고 -10 pa의 음압차를 적용하게 되면 챔버 내부의 환자에게서 생성되는 비말 입자가 시술자에게 유출되는 것을 차단할 수 있다는 하나의 근거가 될 수 있다. 물론, 이러한 측정 방식으로는 측정되는 입자가 실제로 챔버 내부에서 나온 것인지 외부의 다른 환경에서 온 것인지를 확인할 수 없다는 한계가 있다. 하지만, 비슷한 방식으로 차단력을 확인하였던 선행연구와 비교할 때, 본 연구에서는 방 안에 기본적으로 존재하는 입자 수를 미리 측정하여 이를 기준으로 비교함으로써, 추가적으로 생성된 입자수가 유출되었는지를 확인한 것이므로 보다 더 확실히 차단력을 확인하였다고 할 수 있다.²² 또한, 챔버 내부에서 연구자가 10초 단위로 기침을 하고 호흡을 하면서 입자수를 측정한 결과 전체 입자수는 방안 공기와 비교할 때 약 1.5배 정도만 증가하는 경향을 보였다. 본 연구에서 사용한 비말 입자 생성 방식은 실제로 환자가 생성해내는 숫자에 비해 10–30배가량 큰 숫자임에도 불구하고 챔버 외부의 입자수는 방안 공기에 비해 유의한 증가가 없었기 때문에, 실제 비말 생성 환경에서는 내부의 비말이 유출될 확률은 더 줄어들 것이라고 기대된다.

본 연구는 마네킹을 이용한 시뮬레이션 연구로 실제상황과 완전히 동일할 수 없다는 한계점을 지니고 있다. 일반적 상황에서 기도 삽관 수행 시 보조자가 기구 등을 전달하거나 산소 호스를 연결하는 과정 등이 발생하는데, 챔버를 적용하고 있는 상태에서 보조자의 추가적인 개입을 위한 환자 접근구의 개방이 발생하였을 때의 상황을 확인할 수가 없었기에 이에 대해 보다 정밀한 후속 연구가 필요하다. 실제로 술기를 시행하는 시간은 본 연구에서 측정한 30초보다 더 길 것이기 때문에 긴 시간 술기를 시행하였을 때도 그 차단력이 유지되는지를 확인하지 않았다는 한계가 있다. 연구에서 설정하였던 -10 pa이라는 음압차는 현재 일반적인 음압 챔버나 격리실에서 사용하는 음압차로 실제 사용에서 무리가 없을 것으로 기대하나, 좁은 공간에 음압차를 적용할 때, 내부의 공기 흐름은 실제 격리실과 같이 큰 공간에서의 공기 흐름에 비해 매우 빨라지는 경향이 있어, 내부 환자에게 미치는 영향에 대한 추가적 연구가 필요

하다. 또한, 육안적으로 차단력을 보일 수 있는 음압차를 찾아 설정하기는 하였으나, 어느 정도의 음압차에서 가장 적절한 차단 효과를 보이는지에 대한 추가적 연구가 필요하다.

결론적으로, 본 연구에서 개발해낸 호흡기 분리형 음압 챔버는 -10 pa 정도의 음압차를 유지할 때, 내부에서 생성된 비말을 차단하는 효과를 보이는 것을 확인하였으며, 추가적으로 보다 효과 적인 차단력을 발휘하면서 환자에게 영향을 미치지 않는 음압차를 확인하는 연구와 임상 적용의 효용성을 확인하는 연구가 필요하다.

ORCID

Yong Jae Jung (<https://orcid.org/0000-0001-6971-2282>)

Ki Sub Sung (<https://orcid.org/0000-0002-3566-3256>)

Gina Yu (<https://orcid.org/0000-0002-7484-405X>)

Ju Young Hong (<https://orcid.org/0000-0003-3416-3054>)

Hyun Soo Chung (<https://orcid.org/0000-0001-6110-1495>)

CONFLICT OF INTEREST

No potential conflict of interest relevant to this article was reported.

REFERENCES

1. Wu Z, Harrich D, Li Z, Hu D, Li D. The unique features of SARS-CoV-2 transmission: Comparison with SARS-CoV, MERS-CoV and 2009 H1N1 pandemic influenza virus. *Rev Med Virol* 2021;31:e2171.
2. Guideline for isolation precautions in hospitals. Part II. Recommendations for isolation precautions in hospitals. Hospital Infection Control Practices Advisory Committee. *Am J Infect Control* 1996;24:32-52.
3. Jarvis MC. Aerosol transmission of SARS-CoV-2: physical principles and implications. *Front Public Health* 2020;8:590041.
4. Kluge S, Janssens U, Welte T, et al. Recommendations for treatment of critically ill patients with COVID-19: version 3 S1 guideline. *Anaesthesist* 2020 Nov 27 [Epub]. <https://doi.org/10.1007/s00101-020-00879-3>.
5. Rowan NJ, Laffey JG. Challenges and solutions for addressing critical shortage of supply chain for personal and protective equipment (PPE) arising from Coronavirus disease (COVID19) pandemic: case study from the

- Republic of Ireland. *Sci Total Environ* 2020;725:138532.
6. Toner L, Koshy AN, Hamilton GW, Clark D, Farouque O, Yudi MB. Acute coronary syndromes undergoing percutaneous coronary intervention in the COVID-19 era: comparable case volumes but delayed symptom onset to hospital presentation. *Eur Heart J Qual Care Clin Outcomes* 2020; 6:225-6.
 7. Wang AW, Prieto J, Ikeda DS, Lewis PR, Benzer EM, Van Gent JM. Perforated appendicitis: an unintended consequence during the coronavirus-19 pandemic. *Mil Med* 2021;186:e94-7.
 8. Siegler JE, Zha AM, Czap AL, et al. Influence of the COVID-19 pandemic on treatment times for acute ischemic stroke: the Society of Vascular and Interventional Neurology Multicenter Collaboration. *Stroke* 2021;52:40-7.
 9. Canelli R, Connor CW, Gonzalez M, Nozari A, Ortega R. Barrier enclosure during endotracheal intubation. *N Engl J Med* 2020;382:1957-8.
 10. Lopez Hernandez MN, Alvarez Resendiz GE, Galvan Talamantes Y, et al. Aerosol box 2.0: adjustments and improvements made in Mexico for intubating patients during the coronavirus disease 2019 pandemic. *A A Pract* 2020;14:e01273.
 11. Branecki CE, Jobeun NJ, Ronnfeldt TJ, Ash MA, Schulte TE, Langenfeld JG. Novel barrier enclosure for both aerosol and droplet protection model. *West J Emerg Med* 2020;21:790-4.
 12. Le HD, Novak GA, Janek KC, et al. A novel box for aerosol and droplet guarding and evacuation in respiratory infection (BADGER) for COVID-19 and future outbreaks. *Sci Rep* 2021;11:3179.
 13. Saito T, Asai T. Aerosol containment device for airway management of patients with COVID-19: a narrative review. *J Anesth* 2021;35:384-9.
 14. Price C, Ben-Yakov M, Choi J, Orchanian-Cheff A, Tawadrous D. Barrier enclosure use during aerosol-generating medical procedures: a scoping review. *Am J Emerg Med* 2021;41:209-18.
 15. Turer DM, Good CH, Schilling BK, et al. Improved testing and design of intubation boxes during the COVID-19 pandemic. *Ann Emerg Med* 2021;77:1-10.
 16. Babu B, Gupta S, Sahni V. Aerosol box for dentistry. *Br Dent J* 2020;228:660.
 17. Sen P, Jaichandran VV, Sreenivasan J. Aerosol containment box for laser treatment of retinopathy of prematurity in COVID-19 pandemic. *Indian J Ophthalmol* 2021;69: 743-5.
 18. Hsu SH, Lai HY, Zabaneh F, Masud FN. Aerosol containment box to the rescue: extra protection for the front line. *Emerg Med J* 2020;37:400-1.
 19. Fidler RL, Niedek CR, Teng JJ, et al. Aerosol retention characteristics of barrier devices. *Anesthesiology* 2021;134:61-71.
 20. Noor Azhar M, Bustam A, Poh K, et al. COVID-19 aerosol box as protection from droplet and aerosol contaminations in healthcare workers performing airway intubation: a randomised cross-over simulation study. *Emerg Med J* 2021;38:111-7.
 21. Nomura O, Nonogi H, Hanada H. Do-it-yourself (DIY) disposable aerosol box. *J Emerg Med* 2020;59:e154-5.
 22. Simpson JP, Wong DN, Verco L, Carter R, Dzidowski M, Chan PY. Measurement of airborne particle exposure during simulated tracheal intubation using various proposed aerosol containment devices during the COVID-19 pandemic. *Anaesthesia* 2020;75:1587-95.
 23. Seger CD, Wang L, Dong X, et al. A novel negative pressure isolation device for aerosol transmissible COVID-19. *Anesth Analg* 2020;131:664-8.
 24. U.S. Department of Health and Human Services. Biosafety in microbiological and biomedical laboratories 5th ed. Atlanta, GA: U.S. Department of Health and Human Services; 2009.