Korean Journal of Clinical Dental Hygiene

Review Article

전산유체역학 기법을 활용한 치과 진료 시 생성되는 에어로졸 확산에 대한 체계적 문헌고찰

이나영[1], 김한나[2*]

[1]청주대학교 보건의료과학대학 치위생학과, [2]연세대학교 소프트웨어디지털헬스케어융합대학 치위생학과

Aerosol Dispersion in Dental Procedures Using Computational Fluid Dynamics Techniques: A Systematic Review

Received: February 24, 2025
Revised: April 15, 2025
Accepted: April 28, 2025

Na-Young Lee[1], Han-Na Kim[2*]

[1]Department of Dental Hygiene, College of Health and Medical Sciences, Cheongju University, Cheongju, 28503, Korea

[2]Department of Dental Hygiene, College of Software and Digital Healthcare Convergence, Yonsei University, Wonju, 26493, Korea

***Corresponding Author: 김한나,** (26493) 강원도 원주시 연세대길 1, 연세대학교 소프트웨어디지털헬스케어융합대학 치위생학과, Tel: (033) 760-5561, Fax: (033) 760-5575, E-mail: hannakim@yonsei.ac.kr

Abstract

Objective: This systematic review aimed to identify studies that evaluated aerosol dispersion during dental procedures using computational fluid dynamics (CFD). **Methods:** A systematic search was performed using Google Scholar and three databases—Cumulative Index to Nursing and Allied Health Literature, PubMed, and MEDLINE—from January 2000 to January 2025. Two independent reviewers performed study screening, quality assessment, and data extraction. This review was conducted in accordance with the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses 2020 guidelines. **Results:** A total of 31 studies were selected for the systematic review. Of them, 26 were conducted after 2020 and 18 were performed in parallel with actual experimental research. The error rate in some studies that compared experiments with CFD simulations was < 10%. The most common software used for the CFD simulations was ANSYS FLUENT, and the turbulence model was RANS. Most studies set the aerosol size as < 50 μm, with aerosol velocities ranging from 0.1 to 50 m/s. The most frequently adjusted variable for tracking aerosol movement was the ventilation system, followed by air-conditioning systems, human respiration, temperature, humidity, and other devices. **Conclusions:** A properly designed CFD simulation for dental aerosol analysis enables a more precise evaluation and control of aerosol dispersion patterns.

Copyright © 2025 by Korean Journal of Clinical Dental Hygiene. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0)

Key words: Computational fluid dynamics (CFD), Dental aerosols, Dental environment, Systematic review

색 인: 전산유체역학, 치과 에어로졸, 치과 환경, 체계적 문헌고찰

1. 서론

바이러스는 비말 및 에어로졸 등의 직접 및 간접 접촉을 통해 여러 경로로 전파된다(1). 직접 전파는 환자의 기침이나 재채기 또는 직접 접촉을 의미하며, 간접 전파는 오염된 기구나 표면의 접촉을 통해 발생한다. 특히, 감염된 사람이 기침이나 재채기, 호흡을 할 때 다양한 크기의 바이러스 입자가 배출되고 이러한 입자들은 다른 사람의 호흡기로 전파되거나 의료시설 표면에 침착된다(2, 3). 입자의 직경이 5~10 μm를 호흡기 비말이라고 정의하며, 5 μm 미만은 에어로졸이라고 한다(4, 5). 큰 물방울인 비말의 경우 중력에 의하여 환자 주위 표면에 가라앉지만, 작은 물방울인 에어로졸은 공기중에 수시간 또는 수일 동안 부유하며 눈에 들어가거나 폐로 흡입된다(6). 입자의 크기가 200 μm 이상일 때는 폐에 도달하기 어려워 전염 가능성이 낮으나, 100~200 μm는 코로 흡입이 가능하고 10~15 μm는 흉곽 내 기도로 침투할 수 있으며 5 μm 미만은 폐포에 도달하여 하기도 감염을 유발할 수 있다(7).

세계보건기구(World health organization, WHO)의 에어로졸 생성 시술 목록에는 치과 시술이 포함되어 있으며, 특히나 치과는 스케일러나 핸드피스의 사용으로 인해 미생물로 구성된 에어로졸에 노출되기 쉬운 환경이다(8). 또한, 일반적으로 수술을 하거나 격리가 필요한 감염환자의 경우 음압시설을 사용해야 하지만, 대부분의 치과 수술은 일반 진료실에서 시행되고 있을 뿐 아니라 건축법상 의원의 경우 근린생활시설로 구분되어 치과 개설 시 환기 시설이나 감염 예방에 대한 구체적인 기준이 마련되어 있지 않다(9). 이에 따라 공기청정기, 자연환기, 고용량 흡인기, 체어 간 파티션 설치 등 다양한 방법으로 치과 에어로졸을 조절하려는 노력이 이루어지고 있으나(10-13), 치과의 설계와 시설이 각기 다르기 때문에 이러한 조치들이 에어로졸을 효과적으로 차단하는지 정확히 평가하기 어려운 실정이다. 더하여, 미국 질병통제예방센터(Centers for disease control and prevention, CDC)의 '치과환경 감염예방 가이드라인'에서는 치과 주변 환경의 소독을 강조하고 있으나(14), 눈에 보이지 않는 에어로졸의 이동 경로를 실제 실험을 통해 연구하는 데 한계가 있어 여전히 감염 통제에 어려움이 따른다.

이러한 한계를 보완하기 위해 유체의 흐름을 수치적으로 계산하고 시뮬레이션하는 기법인 전산유체역학(Computational fluid dynamics, CFD)을 활용할 수 있다(15). CFD는 크게 모델링, 이산화, 해석 단계로 구성된다. 모델링 과정에서는 실제 물리현상을 수학적으로 표현하고, 이산화 과정에서는 연속적인 수학 방정식을 작은 조각인 격자로 쪼개서 근사화하며, 해석 단계에서는 입력된 방정식을 통해 유체의 흐름과 압력, 온도 등을 계산한다. CFD는 주로 실제 실험이 어렵거나 비용이 많이 요구되는 항공우주나 자동차, 에너지 및 환경, 생체 유체역학 등에서 활용되고 있으며 특히, 바이오 에어로졸의 거동을 시뮬레이션 할 수 있기에 치과환경 내 감염위험을 평가할 수 있다(16, 17). 즉, 실제 실험으로 얻기 어려운 데이터를 다양한 조건을 가정하고 세밀하게 분석하여 보다 효율적인 감염 예방에 기여하는 것이다. 이처럼 CFD 기술은 치과 감염 통제 분야에서도 점점 더 중요한 역할을 하고 있으며, 다양한 상황에서의 감염 예방 전략을 수립하는 데 필수적인 도구로 자리 잡고 있다. 그러나, 입력데이터와 계산식에 오류가 있거나 에어로졸의 움직임에 영향을 주는 요인을 알맞게 통제하지 않으면 시뮬레이션 결과의 신뢰성이 저하될 가능성이 있다(18). 따라서, 정확한 해석을 위해서는 모델링 과정에서 사용되는 변수와 가정 조건을 면밀히 검토하고, 기존 연구와의 비교를 통해 신뢰성을 검증하는 과정이 필수적이다. 현재까지 CFD를 활용한 연구들은 치과에서 발생하는 에어로졸의 움직임을 분석하고 감염위험을 평가하는 다양한 결과를 제시해 왔다. 이러한 연구들은 바이오 에어로졸의 경로를 보다 정밀하게 파악하는데 기여했으며, 효과적인 감염예방 대책을 수립하는 데 중요한 근거로 활용될 수 있다. 따라서, CFD 기술을 활용한 치과 에어로졸 측정 연구의 변화를 체계적으로 검토하고 분석하는 것은 치과감염관리에

융합적 기술을 적용하는 데 있어 중요한 기초적인 자료를 제공할 수 있다.

이에, 본 연구의 목적은 1) 치과 진료 중 발생하는 에어로졸의 확산 및 거동을 CFD 시뮬레이션을 통해 분석한 연구를 체계적 문헌고찰을 통해 확인하고, 2) 현재까지 CFD 기술이 실제 치과 임상환경의 에어로졸 확산을 예측하기에 적합한지를 파악하여, 치과 감염 예측 모델로서의 활용성을 탐색하는 것을 목적으로 한다.

2. 연구방법

2.1. 검색전략

본 문헌고찰은 PRISMA 가이드라인(19)에 따라 수행하였다. 2000년 1월부터 2025년 1월까지 발행된 논문을 검색하였으며, Google Scalar, CINAHL, PubMed, MEDLINE 데이터베이스에서 언어에 대한 제한 없이 검색하였다. 문헌의 수집과 중복확인은 참고문헌 관리자 소프트웨어인 Refworks (RefWorks, ProQuest LLC, Ann Arbor, MI, USA)를 사용하였으며, 문헌고찰의 검색 키워드는 (CFD OR "computational fluid dynamics" OR "numerical analysis") AND ("dental clinic*" OR "dental facility*" OR "dental office" OR "dental environment" OR "dental hospital") AND ("aerosol*" OR "oral spray*" OR "airflow" OR "infection control" OR "scaling" OR "suction" OR "droplet" OR "vacuum" OR "ventilation" OR "air cleaner")이다. 선정기준은 (a): 의료환경 에어로졸 관련 연구, (b): CFD와 치과 진료 관련 연구, (c): CFD와 치과 감염위험도 감소에 대한 연구이고, 제외기준은 (a): 진료 환경이 아닌 장소를 구현한 연구, (b): 진료 중 발생하는 에어로졸을 제외한 공기의 흐름만 분석한 연구, (c): CFD 방법을 사용하지 않은 연구, (d): 논문의 정보를 얻을 수 없는 경우, (e): 게재 승인되지 않은 인쇄 전 기사이다.

2.2. 연구선택 및 데이터 추출

중복을 제거한 후 나머지 연구의 제목을 선정 기준에 따라 선별하였으며, 이후 초록을 읽고 관련 없는 연구를 제외하였다. 초록에서 선별된 연구의 전문을 평가하고 데이터를 추출하였으며 제외 이유를 기록하였다. 선별 과정 중, 연구의 타당성이 결정적이지 않은 경우, 다음 단계 스크리닝을 위해 해당 연구를 유지하였으며 연구 선택은 두 명의 검토자(NY and HN)에 의해 각 단계에 대해 독립적으로 수행되었다. 최종적으로 선정된 연구에서 추출한 데이터는 출판 연도, 저자, 에어로졸 사이즈와 속도, 에어로졸 관련 독립변수, 온도, 상대습도, CFD 프로그램, 사용한 모델링 방법, 주요결과이다.

2.3. 질평가

CFD 소프트웨어의 방법론을 중점으로 연구질을 평가할 때 적용하는 ASME V&V20(20)을 질평가도구로 선택하였으며, 목적에 맞게 수정하여 활용하였다. 임상실험과 관련된 평가는 Risk of bias in non-randomized studies of interventions (ROBINS-I) 도구를 사용하였고, 질평가는 두 명의 저자(NY and HN)가 독립적으로 수행하였다.

ASME V&V 20는 미국 기계학회에서 제정한 CFD 및 열전달 해석의 검증을 체계적으로 수행하는 방법을 제시한 가이드라인으로 CFD 시뮬레이션의 신뢰성을 확보하고 모델의 정확성을 평가한다. 그러나, 체계적 문헌고찰에 적용하기에 한계가 있기에 ASME V&V 20를 기반으로 CFD 연구의 질평가 항목을 개발하였다. 평가항목은 '메쉬 독립성', '난류모델 적절성', '수치해석 적절성', '모델검증', '물리모델의 신뢰성', '오차분석', '결과보고' 및 '민감도 분석'이며, 각 영역에 대해 할당된 판단은 '낮음(Low)', '중간(Moderate)' 또는 '높음(High)'으로 평가된다.

ROBINS-I는 Cochrane협회에서 개발한 비무작위 실험연구의 비뚤림을 평가하는 도구로 총 7개의 평가항목으로 구성되어 있다. '교란', '선택편향', '중재 오류', '의도된 중재 오류', '결측치 오류', '결과측정 오류', '결과선택 오류'의 항목이 구성되어 있으며, '낮음(Low)', '중간(Moderate)', '높음(Serious)', '심각(Critical)'으로 평가된다.

모든 불일치는 두명의 저자(NY and HN)가 논의하여 결정하였다.

3. 연구결과

3.1. 연구선택

본 연구는 의료시설에서 발생하는 에어로졸을 대상으로 CFD 시뮬레이션 분석이 수행된 연구들을 검토하기 위해 Google Scalar에서 464개, CINAHL에서 128개, PubMed 17개, MEDLINE 2개의 문헌을 검색하여 총 611개의 문헌을 수집하였다. 그 중 44개의 중복을 제거하여 567개의 타이틀이 2명의 저자(NY and HN)에 의해 독립적으로 심사되었으며, 제목에서 418개의 연구가 제외되었다. 이에, 149개의 초록을 평가하였으며 등재 적합성에 따라 103개의 연구가 제외되었다. 나머지 46개 논문에 대해 전문평가를 실시하였으며, 진료 환경이 아닌 장소를 구현한 연구(1개), 진료 중 발생하는 에어로졸을 제외한 공기의 흐름만 분석한 연구(4개), CFD 방법을 사용하지 않은 연구(2개), 논문의 정보를 얻을 수 없는 연구(5개), 게재 승인되지

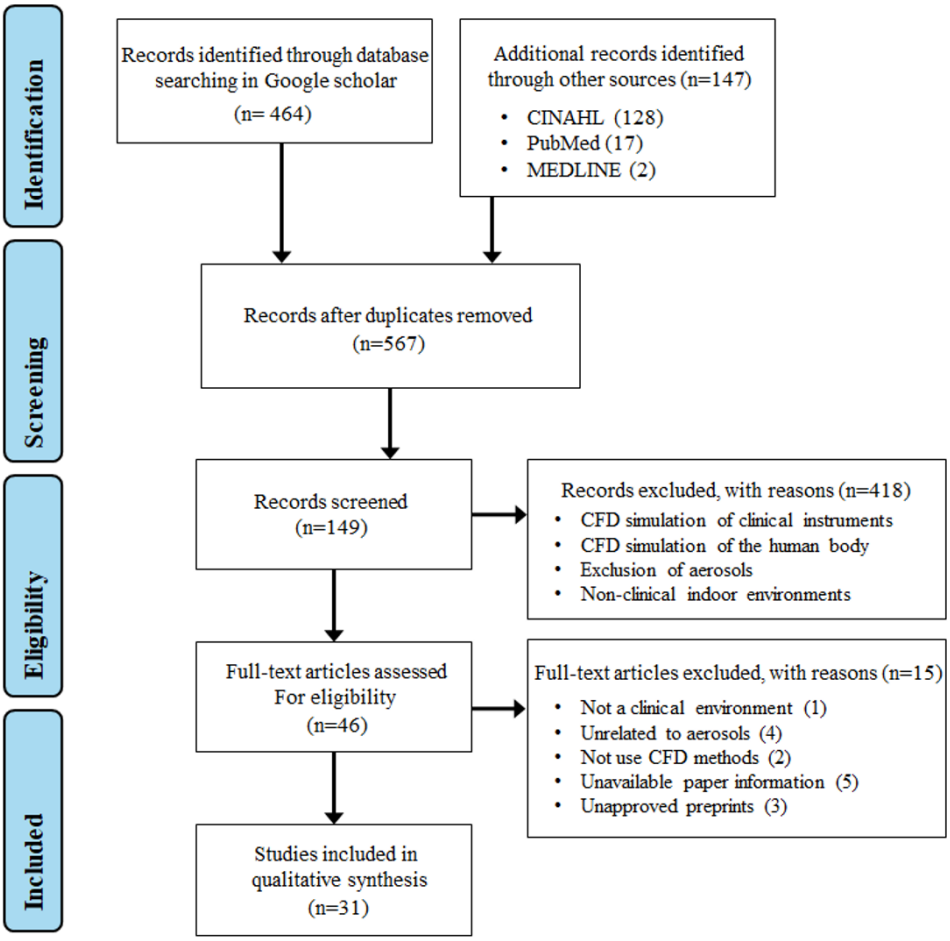


Figure 1. Flow diagram of study screening and selection.

않은 인쇄 전 기사(3개)를 이유로 15개 논문을 제외하여 총 31개의 연구를 체계적문헌고찰에 포함하였다(Figure 1).

3.2. 질평가

선정된 31개의 연구 모두 CFD 시뮬레이션을 포함하였기에 ASME V&V 20를 기반으로 저자가 개발한 CFD 연구의 질평가 도구를 사용하였으며, 그 중 실험연구를 포함한 18개의 연구를 ROBINS-I를 사용하여 추가로 질평가 하였다.

CFD 연구의 질평가 결과, '낮은 우려'는 8건이였으며, 20건은 '약간의 우려', 3건은 '높은 우려'의 비뚤림이 있는 것으로 평가되었다. 비뚤림이 가장 높은 첫번째 문항은 '메쉬 독립성 연구'에서 과반수의 연구가 다양한 메쉬 크기에서 수렴성 검토를 시행하였으나, 약 40%의 연구에서는 독립성 검토를 시행하지 않았거나, 수행하였으나 세부 분석이 부족하였다(Figure 2). ROBINS-I 질평가 결과, 13건의 연구는 '약간의 우려', 4건의 연구는 '높은 우려'로, 1건의 연구는 '심각한 우려'가 있는 것으로 평가되었다. 평가항목 중 비뚤림 위험도가 가장 높은 '선택편향'과 관련하여, 일부 연구에서는 마네킹을 사용하여 실제 환자의 열기둥을 재현하려는 노력이 있었으나, 환자의 타액분비나 호흡패턴은 반영하지 못하였다. 또한 특정 병원의 중환자실이나 코로나-19 병동과 같은 특수한 상황의 병실을 모사한 연구가 많아 그 결과를 일반화하는데 한계가 있었다. 그 다음으로 위

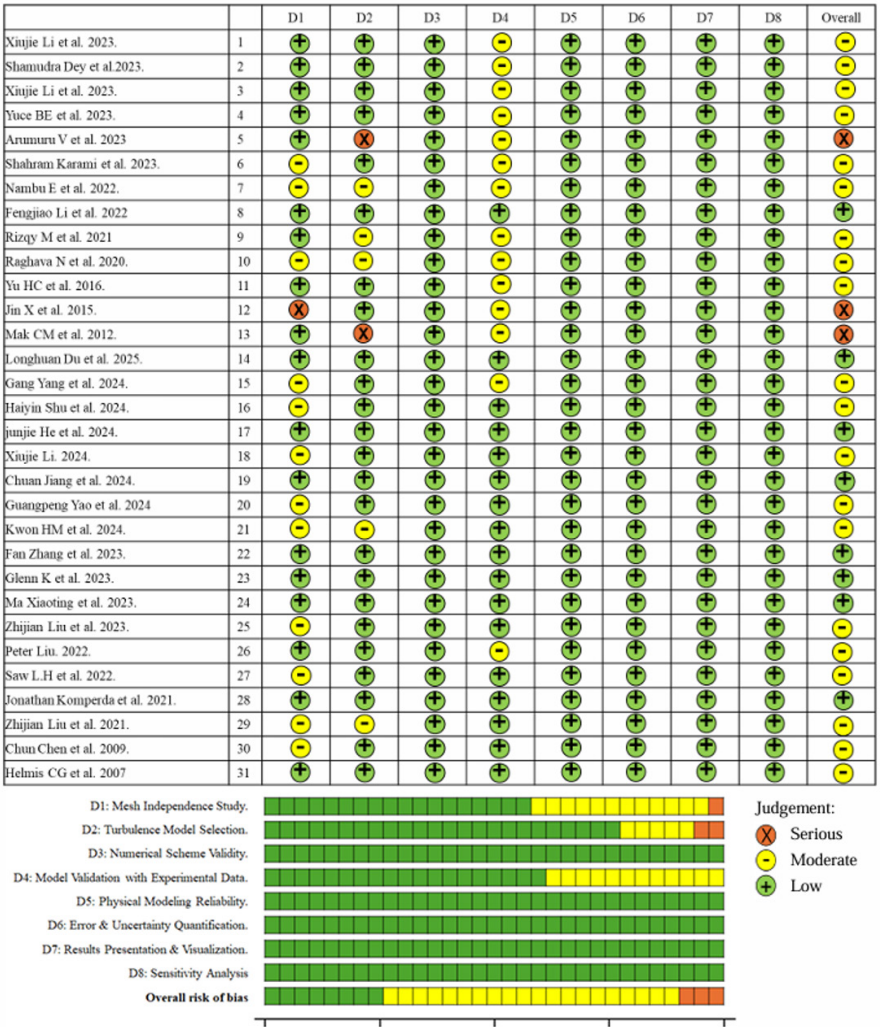


Figure 2. Risk of bias assessment in computational fluid dynamics studies using the developed quality assessment tool.

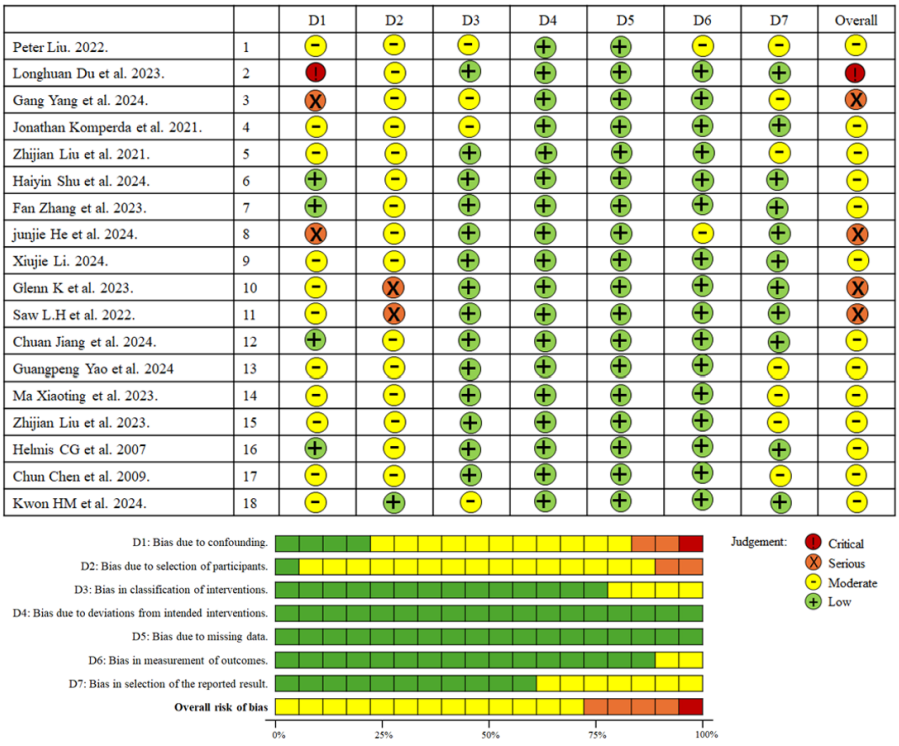


Figure 3. Risk of bias in non-randomized studies of interventions tool assessment.

험도가 높은 항목은 '교란'이었다. 대부분의 실험에서 에어로졸에 영향을 주는 온도, 환기속도, 환자의 호흡 등을 통제하였으나 의료진과 환자의 움직임은 통제하지 않았다(Figure 3).

3.3. 문헌검토

Table 1은 실험 없이 CFD 시뮬레이션만 수행한 13편의 연구를 정리한 것으로, 각 연구의 출판 연도, 저자, 에어로졸의 크기와 속도, 독립변수, 진료실 온도 및 상대습도, 적용된 CFD 프로그램, 난류모델, 압력-속도 알고리즘, 주요 결과를 포함하고 있다. Table 2는 실제 실험과 CFD 시뮬레이션을 병행한 18편의 연구를 정리하였으며, Table 1의 항목에 '실제 연구와 CFD 시뮬레이션의 비교' 항목이 추가되었다.

포함된 31개의 연구는 2007년에서 2025년 사이에 발표되었으며, 그 중 26개(84%)의 연구는 2020년도 이후에 작성되었다. 또한, 2024년도 이후에 발표된 모든 연구는 실제 실험 연구와 병행하여 진행된 것으로 Table 2에 정리되었다. 연구에 적용된 에어로졸의 특성으로는 크기가 0.07~1000 μm로 다양했으며 31개 중 19개(64%)의 연구가 50 μm 이하의 직경을 선택하였고 5개(16%)의 연구는 제시하지 않았다. 에어로졸 속도는 0.1~50 m/s였으며, 21개(68%)의 연구가 5 m/s 이하의 속도를 보였다. 에어로졸 관련 독립변수로는 공조시스템, 환기구(위치, 개수, 속도, 환기율, 유형), 사람의 호흡과 신진대사율, 상대습도, 온도, 에어로졸 사이즈, 석션장치, 공기청정기(세기, 위치), 에어베리어, 자외선 시스템, 방의 크기, 파티션, 개인보호장구(마스크, 안면보호구), 문과 창문의 개폐이며, 다량의 연구(65%)에 환기구가 포함되었다. 특히, 환기구의 환기율을 연구한 문헌이 7개로 가장 많았고 그 다음으로는 환기구의 위치, 작동 방식, 속도, 개수, 사용여부 순으로 나타났다. CFD 시뮬레이션에 적용된 환경의 온도의 범위는 12~28°C이며, 8개(26%)의 논문에서 제시하지 않았다. 또한 상대습도는 20~95%이고, 14개(45%)의 연구는 알 수 없었다.

CFD 시뮬레이션을 진행하기 위해 사용된 프로그램은 ANSYS FLUENT, OpenFOAM, FLUENT, Star-CCD, PHOENICS,

COMSOL Multiphysics®으로 총 6가지이다. 가장 많이 사용된 프로그램은 ANSYS FLUENT(18건)이며, FLUENT(5건), 제시하지 않음(3건), OpenFOAM(2건), Star-CD(1건), PHOENICS(1건), COMSOL Multiphysics®(1건) 순으로 사용되었다. CFD 적용 난류모델은 표준 k-ε 모델(7건), Realizable k-ε 모델(5건), RNG k-ε 모델(10건), Kato-Launder k-ε 모델(1건), k-ω 모델(1건), k-ω SST 모델(2건), LES 모델(1건)을 사용하였으며, 4건은 알 수 없었다. 압력-속도 알고리즘은 SIMPLE, SIMPLEC, Coupled scheme, PISO를 적용하였으며 가장 많이 선택된 알고리즘은 SIMPLE(14건)이다.

실제 실험연구와 CFD 시뮬레이션을 함께 진행한 18건의 연구를 분석한 결과, 14건의 연구가 실제 실험의 기류 및 에어로졸의 결과와 CFD 시뮬레이션 결과를 비교하여 CFD 계산의 신뢰도를 높이고자 하였다. 그 중 실제 실험의 데이터와 CFD 시뮬레이션 결과의 오차율을 제시한 연구는 4건이였으며, 10% 미만의 오차 값을 수용하였다. 그 외 4건의 연구는 일치율을 비교하지 않고 실제 실험에서 얻은 값을 CFD 모델링에 적용하였다(Table 2). CFD 시뮬레이션만 진행한 13건의 경우 기존에 게재된 연구의 데이터를 활용하였으며, CFD의 정확성을 검증하기 보다는 최적의 의료환경을 찾는 데 중점을 두었다(Table 1).

CFD 시뮬레이션을 통해 의료시설 에어로졸을 연구한 문헌들의 주요 결과는 에어로졸 확산 특성, 환기 전략, 감염예방 장비로 구분하여 서술하고자 한다. 먼저 에어로졸 확산의 특징이다. 발생된 에어로졸의 대부분은 환자의 몸에 부착하며 스케일러나 핸드피스의 작업각도가 증가할수록 퍼지는 높이도 증가하였다. 또한, 구강 영역에 따라 서로 다른 에어로졸 분산이 이루어지며 초기 비말 크기가 72.6 μm 이하일 경우 더 오랜 시간 공기 중 부유하였고, 15 μm 미만은 평균 7.31분 동안 공기 중에 머물며 최대 24.45 m까지 이동한다는 결과가 있었다. 이와 함께 에어로졸 확산에 환자의 호흡 속도는 큰 영향이 없으며 기침이 강하더라도 바람이 없으면 비말의 이동거리는 크게 증가하지 않는 경향을 나타냈다.

다음으로 환기 전략이다. Air changes per hour (ACH) 9가 최적의 환기 조건이며, 12 ACH 이상은 환기 효율 대비 에너지 낭비가 더 크다고 하였다. 또한 공기 유입 속도가 환기에 가장 중요한 변수로 적용되며 방의 크기는 상대적으로 영향력이 적었다. 환기 시간은 최소 30분 이상 필요하고 저온 및 고습도에서는 추가 환기시간이 필요하였으며 공기 유입구는 천장이나 1.3 m 측벽에 배치, 공기 배출구는 환자 머리 근처에 위치하는 것이 최적의 환기를 만들 수 있는 방법이라고 서술하였다. 덧붙여, 배기구의 수를 증가시키는 조치 또한 환기 효율 향상에 기여하는 수단이다.

마지막으로 감염예방 장비이다. 공기청정기는 치과의사 뒤쪽이나 유니트 체어 맞은편에 두는 것이 가장 효과적이고, 환자 머리 근처 1 m 높이가 가장 이상적인 위치라고 하였다. 또한 단일 공기청정기의 효과는 제한적이며, 배기팬과 조합하여 사용하는 것이 높은 환기율을 나타낸다는 결론이 있었다. 파티션의 경우 에어로졸 확산을 제한한다는 장점이 있지만, 파티션 근처에서의 공기 체류시간이 높아지면서 오히려 환기 효율이 상대적으로 감소될 수 있다는 결과가 있었다. 따라서, 파티션을 설치하려면 환기구와의 배치를 충분히 고려해야 한다. Upper-room ultraviolet germicidal irradiation (UR-UVGI) 시스템은 실내 전체에서 80% 이상 바이러스 농도를 감소시킬 수 있으며, 환기율을 높이는 것보다 UR-UVGI 시스템 사용이 더 효과적이었다. 그러나, 환기율이 너무 높으면 바이러스가 UV 조사 영역을 지나가는 시간이 짧아져 살균 효과가 감소되기 때문에 UR-UVGI 시스템은 적절한 환기율과 함께 사용하는 것을 권장한다. 음압병실은 에어로졸이 외부로 유출되지 않는 결과

https://doi.org/10.12972/kjcdh.2025.13.2.6

Table 1. Study review on computational fluid dynamics simulation of aerosols in healthcare facilities

Reference	Year	Author	Aerosol		Temperature (℃)/Relative humidity (%)	CFD program	Numerical model		Research result
			Size (μm)/ Speed (m/s)	Independent variable			Turbulence model	Pressure-velocity algorithm	
(21)	2023	Li X et al.	42.5/2.6	Breathing, Vent rate, Relative humidity	23.5/50 or 75	ANSYS FLUENT	Realizable k-ε model	SIMPLEC	85% of the aerosols generated during dental treatment settle on the patient's body. The patient's breathing rate has little to no effect.
(22)	2023	Dey S et al.	10/7	Suction, HEPA filter, Vent	-	ANSYS FLUENT 2020 R2	k-ω model	Coupled scheme	Aerosol concentration drops sharply when suction flow exceeds 200 L/min.
(23)	2023	Li X et al.	HP: 24, US: 43.5/HP: 2.22, US: 2.63	Ultra scaler (US), Handpiece (HP)	25/50~60	ANSYS FLUENT	Realizable k-ε model	PISO	Surface deposition: US (85%), HP (79.5%) Vent discharge: US (4.2%), HP (6.1%) Contamination distance: US (0.28 m), HP (0.4 m)
(24)	2023	Yuce BE et al.	5/0.1~0.5	Vent location & velocity, Air inlet velocity & temperature, Room size	18~26/-	ANSYS FLUENT 2021 R1	Standard k-ε model	SIMPLE	Air intake speed is the key factor, while room size has a relatively minor effect.
(25)	2023	Arumuru V et al.	1~300/8.5	Mask, Face shield, Vent rate	19.85/50	ANSYS FLUENT 19.0	-	-	9 ACH is the optimal ventilation condition, while 12 ACH or higher is just energy waste.
(26)	2023	Krami S et al.	0.15~150/12.1	Vent velocity, Partition	25/50	ANSYS FLUENT	RNG k-ε model	SIMPLE	Using partitions significantly reduces infection risk. Optimal ventilation speed is 5 m/s.
(27)	2022	Nambu E et al.	-	HVAC system, Partition	-	OpenFOAM v7	-	SIMPLE	Ventilation efficiency is greatly affected by the inlet-outlet path and the presence of partitions. Ventilation is more efficient without partitions.
(28)	2022	Li F et al.	10~1000/2.9, 6.0	Cough velocity, Wind intensity & direction	-	ANSYS FLUENT	Kato-Launder k-ε model	SIMPLE	Even with a strong cough, droplet travel distance does not increase significantly without airflow.
(29)	2021	Rizqy M et al.	118/0.68	Vent location, Vent rate	21~24/-	ANSYS FLUENT	Standard k-ε model	-	Placing the inlet on the ceiling and the outlet near the patient's head is most effective. Considering efficiency and energy consumption, $6 \leq ACH \leq 14$ is ideal.
(30)	2020	Raghava N et al.	1/1.44	Vent status	-	OpenFOAM v7	k-ω SST model	-	In an unventilated room, the settling time is 8,400 seconds. With 6 ACH and an open window, it's 2,500 seconds. With an air purifier, it's just 60 seconds.
(31)	2016	Yu HC et al.	0.167, 0.138, 0.124/50	Vent rate, Patient's metabolic rate, Temperature & relative humidity	22/80~95	FLUENT	RNG k-ε model	PISO	A ventilation rate of 9 ACH or higher reduces infection risk. The patient's position plays a crucial role in infection spread.
(32)	2015	Jin X et al.	1~10/0.3	Air cleaner	25/-	FLUENT	RNG k-ε model	SIMPLE	At low airflow rates, the air purifier's position has a significant impact, but at high airflow rates, its effect decreases.
(33)	2012	Mak CM et al.	-/1	Types of vents	-	-	-	-	Among the three ventilation types, the single narrow path is the most efficient.

CFD, Computational fluid dynamics; ACH, Air change hour; "-" means that the information has not been provided

Table 2. Study review on computational fluid dynamics simulation and experiments of aerosols in healthcare facilities (continued)

Reference	Year	Author	Comparison of CFD simulation and experiment	Aerosol		Temperature (°C)/Relative humidity (%)	CFD program	Numerical model		Research result
				Size (μm)/Speed (m/s)	Independent variable			Turbulence model	Pressure-velocity algorithm	
(34)	2025	Du L et al.	Vent velocity, Aerosol concentration	2.5/1.0	Vent location	23/60	ANSYS Fluent 18.0	Realizable k-ε model	SIMPLE	For best ventilation, place the inlet at 1.3 m on the sidewall and the outlet on the ceiling.
(35)	2024	Yang G et al.	No comparison	0.1 ~ 10/0.6	Vent location, Air cleaner, Vent rate	23.5/-	ANSYS Fluent 2020a	RNG k-ε model	SIMPLE	Placing the air purifier behind the doctor or opposite the dental chair is most effective.
(36)	2024	Shu H et al	Aerosol velocity, height, and angle	-/2~3	Scaler contact angle	25~27/40~60	Fluent	Standard k-ε model	Coupled Scheme	The scaler's contact angle affects droplet dispersion.
(37)	2024	He J et al.	Used to identify aerosol trajectories (velocity, distance, angle)	50~100, average 80/6.2	Suction	18~24/20~60	ANSYS Fluent 2019	Standard k-ε model	-	The aerosol dispersion angle varies depending on the oral part.
(38)	2024	Li X et al.	PIV results and CFD simulation results	5~250, average 42.5/2.6	Vent, Humidity, Temperature	20.5~23.5 /40~60	ANSYS Fluent	Realizable k-ε model	SIMPLE	Smaller than 72.6 μm remain aerosol for a longer time.
(39)	2024	Jiang C et al.	Airborne bioaerosol concentrations	0.4/0.5, 5~10	Vent location	18/-	ANSYS Fluent	RNG k-ε model	SIMPLE	Bioaerosol release location affects spread pattern and contamination level.
(40)	2024	Yao G et al.	Flow in CFD simulation and experimental aerosol concentration	0.5/10	Vent rate, UV system	28/41.5	Fluent	RNG k-ε model	SIMPLE	UR-UVGI outperforms high ventilation, but too many patients or excessive airflow reduce its efficiency.
(41)	2024	Kwon HM et al.	CFD modeling like actual experiments	-/2.27	Vent location & number, Partition	24/51	Star-CCD Ver 3.26	-	SIMPLE	More vents improve efficiency, and partitions between unit chair limit aerosol spread.
(42)	2023	Zhang F et al.	Measure aerosol flow at eight points in the experiment and compare the results at the same points in CFD	1−1000/2~8	Scaler contact angle & speed	12~27/50	ANSYS Fluent 2022	RNG k-ε model	SIMPLE	Scaler-generated aerosols extend up to 2.75 m around the patient, and higher working angles increase dispersion height.
(43)	2023	Glenn K et al.	CFD modeling like actual experiments	0.1~3/0.25~0.6	Door opening and closing, Negative pressure room	-	-	LES	SIMPLE	Negative pressure rooms prevent aerosol leakage, while positive and neutral pressure rooms allow 6−19% leakage.
(44)	2023	Ma X et al.	CFD simulation and actual fluorescent substance dispersion paths, error below 10%	1~5/0.2	Air barrier, Vent rate	24/50	COMSOL Multiphysics®	Standard k-ε model	SIMPLE	The air barrier has been proven to block over 99% of bioaerosols.

https://doi.org/10.12972/kjcdh.2025.13.2.6

https://doi.org/10.12972/kjcdh.2025.13.2.6

Table 2. Study review on computational fluid dynamics simulation and experiments of aerosols in healthcare facilities

Reference	Year	Author	Comparison of CFD simulation and experiment	Aerosol		Temperature (°C)/Relative humidity (%)	CFD program	Numerical model		Research result
				Size (μm)/Speed (m/s)	Independent variable			Turbulence model	Pressure-velocity algorithm	
(45)	2023	Liu Z et al.	Virus concentration variation patterns based on the use of OSSM	0.791/1.2	Suction	28/20	-	RNG k-ε model	-	Using an OSSM reduces virus presence and surface contamination.
(46)	2022	Liu P.	No comparison	5/0.1~0.6	Suction design	-	ANSYS FLUENT	Standard k-ε model	SIMPLE	Fifteen suction cup designs were proposed. Increasing top height by 40% boosts efficiency by up to 85.9%, while bottom height and width have minimal effect.
(47)	2022	Saw L.H et al.	Air sampling and simulation results	0.07~10/1.3,4.5	Air cleaner location, Air conditioner	24/40	ANSYS FLUENT	k-ω SST model	-	An air cleaner is most effective closer to the patient and at a 1m height.
(48)	2021	Komperda J et al.	Vent velocity, temperature, and humidity with a margin of error within 10%	20~220, average 118/0.68	Aerosol size	42/-	ANSYS FLUENT 2020	Realizable k-ε model	Coupled Scheme	Aerosols <15 μm stay 7.31 minutes. Aerosols move 24.45 m, exceeding social distancing.
(49)	2021	Liu Z et al.	Measure airflow and compare with CFD results, average error below 10%	-/1.2	Vent rate	28/-	ANSYS FLUENT 17.0	RNG k-ε model	SIMPLEC	The bioaerosol concentration is the highest 20 minutes into scaling, and the tray next to the operator also has a high concentration.
(50)	2010	Chen C et al.	Airflow and particle distribution, error below 5%	0.3~20/30	Aerosol size, Air cleaner location	20/50~60	FLUENT	RNG k-ε model	-	The air cleaner is most effective near the patient's head and particles <2 μm are removed best.
(51)	2007	Helmis CG et al.	Air velocity, temperature	0.1~10/2~30	Aerosol size, Window opening and closing, Types of vents	23/30	PHOENICS 3.5.1	Standard k-ε model	-	CO_2, TVOCs, PM10, and PM2.5 levels increase during work, with TVOCs exceeding standards due to dental materials. Double-cross ventilation is the most effective natural method.

PIV, Particle image velocimetry; UR-UVGI, Upper-room ultraviolet germicidal irradiation; OSSM, Oral spray suction machine; "-" means that the information has not been provided

를 얻었으며, 양압 및 중립압 병실은 6~19%의 에어로졸이 밖으로 빠져 나갔다. 그 외 의료시설에서 에어로졸로 인한 감염을 예방하기 위한 감염예방장비로 공기 커튼과 개발한 석션의 디자인 등이 제시되었으며, 장비 사용 시 에어로졸 확산을 제한한다는 결론을 얻었다(Table 1, 2).

4. 고안

본 연구는 2000년 1월부터 2025년 1월까지 발표된 문헌 중, 치과 진료 시 발생하는 에어로졸의 이동을 CFD 시뮬레이션을 통해 분석한 연구를 검색하고 선정 기준에 따라 31개의 문헌을 선정하여 체계적으로 고찰하였다. 이를 통해 각 연구에서 CFD 시뮬레이션에 사용된 변수와 모델링 방법을 비교하고, 주요결과를 정리하여 임상적 활용 의의를 도출하는 데 중점을 두었다.

선정된 연구는 2007~2025년 사이에 발표되었으며, 대부분의 연구는 2020년도 이후에 작성되었다. 2020년 이후에 많은 연구가 출간된 이유 중 가장 큰 영향은 코로나-19의 출현일 것으로 예측된다. 코로나 바이러스가 공기 중 에어로졸을 통해 전파된다는 것이 밝혀지며 치과 환경에서의 감염위험이 큰 이슈가 되었을 뿐만 아니라, 팬데믹 이후 치과 진료 시 감염관리 지침을 더욱 강화하면서 치과 환경에서의 에어로졸 확산을 과학적으로 분석할 필요성이 증가하여 연구자들이 적극적으로 활용하기 시작한 것이다(52). 뿐만 아니라, CFD 기술과 컴퓨터 성능의 향상도 한가지 이유로 꼽을 수 있다. 약 10년마다 컴퓨터 성능이 1000배씩 향상되어 왔고(53), 2020년대 GPU 발전의 가속화는 CFD 시뮬레이션의 효율과 속도를 크게 높이며 CFD 기술 발전을 가속화시켰다(54). 또한, International conferences on wind engineering (ICWE) 컨퍼런스 분석에 따르면 CFD 연구 적용이 2011년까지 급증 후, 2015~2019년에 감소하고 2023년에 다시 증가하였다고 한다(55). 이러한 추세는 본 연구에서의 2020년도 이후 연구 증가 경향과 일치하며 본 연구를 뒷받침한다. 위와 같은 이유들로 인해 향후 치과분야에서의 CFD 시뮬레이션을 활용한 에어로졸 연구는 더 많이 발전할 것으로 사료된다.

본 연구의 문헌고찰 결과, 실제 실험과 CFD 시뮬레이션을 병행한 연구는 18건, CFD 시뮬레이션만 수행한 연구는 13건으로 나타났다. 일반적으로 Particle image velocimetry (PIV) 및 Laser-induced fluorescence (LIF)와 같은 기술로 실제 유체 흐름 현상을 실험할 수 있지만 비용이 상당히 높고, 복잡한 형상을 가진 환경을 구현하기 까다롭다(56, 57). 이를 보완하기 위해 CFD 시뮬레이션을 통해 유체 흐름 현상을 예측하지만, 실제 현상을 배제하고 CFD 기술만 적용한다면 데이터 결과에 대한 신뢰성을 보장하기 어렵다. 이에 따라 18건의 연구 중 14건은 실제 실험값과 CFD 시뮬레이션 결과를 비교하였으며, 4건은 실제 실험에서 얻은 자료를 CFD 계산식에 적용하여 타당성을 높이고자 하였다. 실험이 병행된 18건의 연구를 질평가한 결과, 실험장비의 위치나 조명, 각도에 따라 오류 가능성이 존재하여 중간 이상의 비뚤림을 나타냈으며, 실험 환경을 실제 치과진료실과 동일하게 설정하지 못한다는 한계가 존재하였다(58). 특히, 대부분의 실험에서 마네킹을 사용함으로써 환자의 타액성분이나 호흡과 움직임을 재현하지 못하였으며 의료진의 움직임 또한 반영되지 않아 현실성이 저하될 위험이 있었다(59, 60). 그럼에도 불구하고, 실제 실험에서 환자의 열기둥 현상을 재현하거나 환기에 영향을 미치는 통제요인을 가능한 조정하려는 노력이 이루어졌으며, 일부 연구에서는 CFD 시뮬레이션 결과와의 오차율을 10% 미만으로 설정하여 연구의 신뢰도를 높이기 위한 검증과정을 거쳤다. 몇 개의 지점을 선정하여 이미지 분석 프로그램인 Image J로 관측한 에어로졸의 흐름과 CFD 시뮬레이션의 결과를 비교하거나 바람 속도와 온도의 패턴을 분석하여 정량적으로 유사도를 평가한 것이다. 이러한 검증 결과는 CFD 시뮬레이션의 결과가 신뢰할 수 있는 자료로 활용될 수 있음을 시사한다. 이를 토대로 향후 연구에서는 더욱 정밀한 실험 환경 구축과 다양한 변수들을 반영한 시뮬레이션 모델 고도화를 통해, 오차율이 더욱 낮은 CFD 시뮬레이션 결과를 제시하여 의료 분야에서의 CFD 기술 활용 범위를 한층 확대할 수 있을 것으로 기대한다.

본 연구에서 선정된 31개 문헌의 에어로졸 관련 독립변수는 공기의 흐름에 영향을 주는 공조시스템과 온도, 습도, 에어로졸 제거 장치, 파티션, 장비의 접촉각도, 에어로졸 크기와 속도 등이 있었으며, 그 중 환기구에 대한 연구가 가장 많았다. 치

과 병원의 경우 의료법 시행규칙 제34조 및 별표 4에 따라 환기시설을 설치하여야 하며, 병상이 300개 이상인 종합병원에는 음압시설을 갖춘 병실이 1개 이상 설치되어야 한다(61). 뿐만 아니라, 보건복지부의 의료기관 환기기준 가이드라인에 따르면 실내의 냉난방 효과를 유지하고 오염물의 정체를 방지하기 위해 환기량은 6 ACH 이상이 적절하다고 권고되고 있다(62). 이는 본 연구에서 수집된 환기 전략의 주요 결과를 뒷받침하는 근거로 작용한다. 그러나 치과의원의 경우 병원 규모에 해당하지 않기 때문에 구체적인 환기량 기준이 명시되어 있지 않아, 환기시설이 충분하지 않을 가능성이 있다. 이러한 한계를 해결하기 위해 환기시설을 새롭게 구축하는 것도 하나의 방법이지만, 비용과 시간 등의 문제로 인해 최적의 해결책이라고 보기는 어렵다. 따라서 치과 의원에서는 CFD 시뮬레이션의 독립변수로 제공된 온도, 습도, 그리고 감염예방 장비 등을 활용하여 각 연구에서 제시한 결과를 기반으로 실내 공기질을 효과적으로 관리하고, 에어로졸 및 비말 감염 위험을 최소화할 수 있도록 환기 전략을 세울 필요가 있다.

치과 체어 사이의 파티션 설치 또한 감염위험을 효과적으로 줄이는 역할을 하나, 환기 효율 측면에서는 되려 파티션이 없어야 공기흐름이 원활하다는 결론이 도출되었다(26-27, 41). 또한, 100 ㎛이상의 에어로졸 초기입자는 중력에 의해 아래로 낙하하여 환자 얼굴과 가슴, 의사의 팔 근처로 떨어지고, 50 ㎛ 미만은 구강 밖으로 튀어나와 주변 2.75 m까지 확장된다는 연구가 보고되었다(42). 이에 따라, 진료 시 발생하는 에어로졸 확산을 제한하면서도 최적의 환기 구조를 병행할 수 있도록 파티션의 높이와 형태를 신중하게 선택하는 것이 필요하다. 석션 유량이 200 L/min을 초과하면 에어로졸 농도가 급격히 감소하고 400 L/min을 초과하면 100% 제거된다는 연구(22)와 다양한 석션 컵 디자인의 효과를 시뮬레이션 했을 때, 컵의 하단이나 너비를 조정하기 보다는 상단 높이를 증가시키는 것이 흡입 효율이 높이는 데 더욱 효과적이라는 연구(46)를 고려할 때, 적절한 석션 장치의 선택이 에어로졸 감소에 긍정적인 영향을 미칠 것으로 판단된다. 그러나, 가장 강조되어야 하는 것은 단순한 감염예방 장치의 설치가 아닌 개별적으로 구성된 치과의 환기시설의 위치와 진료 시 사용하는 기구에 따라 환기구 유량, 환자 위치, 파티션 배치, 공기청정기 위치 등을 최적화하는 것이다. 이와 관련하여 최근 딥러닝 기반 기술의 발전에 힘입어 향후에는 CFD 전문가의 도움 없이도 최적의 설계를 생성할 수 있을 것이라는 Runchal A(63)의 의견을 바탕으로 볼 때, CFD 시뮬레이션은 각 치과 의원의 개별적인 설계에 맞춘 맞춤형 감염예방 가이드라인을 제시하는 데 중요한 역할을 할 것으로 기대한다.

CFD 시뮬레이션에 사용된 프로그램을 문헌 고찰한 결과, 총 6가지로 나타났으며 대부분의 연구에서 ANSYS FLUENT가 활용된 것으로 나타났다. ANSYS FLUENT는 유체 흐름 해석, 열 전달 분석, 난류 모델링 등 다양한 분야에서 오랜 시간 사용되어 신뢰할 수 있다는 인식이 강하며 정교한 격자 생성 및 다양한 경계 조건 설정이 가능해 고난도의 해석이 요구되는 에어로졸 연구에 가장 선호되는 프로그램으로 자리잡고 있다(64). 뿐만 아니라, 계산식을 직접 입력하고 설정해야 하는 OpenFOAM에 비해 수치적으로 안정적인 솔버 옵션을 갖추고 있으며, 공식 메뉴얼이나 인터넷 자료가 풍부해 비전문가도 쉽게 배우고 다룰 수 있다는 장점이 있다. 이미 많은 학계와 기업에서 표준 프로그램으로 사용하고 있는 것 또한, ANSYS FLUENT가 선정된 문헌에서 많이 사용되는 프로그램으로 나타난 이유를 뒷받침한다. 절반 이상의 연구에서 에어로졸 직경 50 μm 이하를 적용하였으며, 이에 따라 공기의 분포가 시뮬레이션 결과에 큰 영향을 미칠 것으로 예상하였다. 기존 연구에 따르면 공기 분포 예측을 위해 ANSYS FLUENT와 STAR-CCM 프로그램이 주로 사용되며, 두 프로그램을 비교한 결과, 실내 공기 흐름 시뮬레이션에서는 ANSYS FLUENT가 일부 측면에서 약간 더 우수하다고 평가되었다(65). 이러한 이유로 작은 사이즈의 에어로졸을 다루는 치과 환경을 검증할 때 ANSYS FLUENT가 가장 많이 활용된 것으로 추측된다.

CFD에 적용한 수학식은 난류모델에서 RANS, 압력-속도 알고리즘에서 SIMPLE이 가장 많이 사용되었다. 난류모델은 크게 직접수치모사(Direct numerical simulation, DNS), 대와해석(Large eddy simulation, LES), 레이놀즈 평균 나비에-스톡스 모델(Reynolds-Averaged navier-stokes, RANS)로 구분할 수 있으며 RANS 모델은 표준 k-ε 모델, RNG k-ε 모델, Realizable k-ε 모델, 표준 k-ω 모델, SST k-ω 모델을 포함한다. RANS는 가장 경제적인 방법으로 널리 사용되고 있으나 LES나 DNS에 비해 정확도가 낮다는 단점이 있다(66). 최근, 이러한 한계를 극복하기 위해 RANS와 LES의 장점을 결합한 Hybrid

RANS-LES 난류모델이 개발되었으며, 항공기나 자동차, 터빈의 공기흐름 해석에서 점차 증가하는 추세이다(67, 68). 그러나 치과 에어로졸에 Hybrid RANS-LES를 적용한 연구는 찾아보기 어려우며, 이에 대한 추가 연구가 필요하다. 치과 환경에서 발생하는 에어로졸과 같은 미세 입자 유동의 해석에는 압력-속도 알고리즘의 선택이 매우 중요하다. 일반적으로 SIMPLE 알고리즘의 구현이 비교적 용이하여 널리 사용되지만, 비정상 유동에서는 해석 효율이 떨어진다. 이에, 복잡한 유동을 가진 치과 에어로졸의 해석에서는 PISO 알고리즘이 더 적합할 수 있다.

체계적 문헌고찰을 통해 여러 문헌에서 사용된 에어로졸 특성 및 독립변수 설정조건, CFD 시뮬레이션에 적용된 계산 방법을 비교 분석한 결과 연구별로 치과 진료실 환경과 시뮬레이션 조건이 상이하였다. 포함된 연구들의 정량적 수치 비교를 통해 결과의 표준화를 시도하고자 하였으나, 직접적인 결과를 비교하는 데에는 한계가 있었다. 특히, 에어로졸의 입자 크기나 환기율과 같은 변수는 모델링 방법과 조건 설정에 크게 의존하기 때문에 CFD 시뮬레이션 결과를 정량적으로 비교하기 위해서는 각 연구가 동일한 치과기구, 에어로졸 특성, 동일한 유속 조건, 그리고 유사한 격자(mesh) 설정을 기반으로 수행되어야 한다는 전제조건이 요구된다. 추후 같은 CFD 시뮬레이션 조건으로 시행된 연구가 축적된다면, 에어로졸 확산 양상에 대한 보다 신뢰성 있는 정량적 비교 및 표준화된 분석이 가능할 것으로 기대된다. 또한, 현재까지 수행된 CFD 시뮬레이션 연구들은 실험적 검증이 부족하거나 제한된 변수만을 고려한 경우가 많아, 결과 해석에 신중함이 요구된다. 특히 CFD 시뮬레이션은 초기 설정과 가정에 크게 의존하며, 의료진 및 환자의 움직임과 진료 중 발생하는 공기 흐름 변화 등 실제 임상 환경의 복잡성을 충분히 반영하기 어렵다.

그럼에도 불구하고, 육안으로 관찰이 어려운 치과 에어로졸의 이동 경로와 확산 양상을 정량적·시각적으로 가시화할 수 있다는 점에서 CFD 기술은 매우 유용한 도구로 평가된다. 이에, 향후 연구에서는 실험장비의 위치, 조명, 각도를 일정하게 유지하고, 실시간 호흡 패턴 및 의료진과 환자의 움직임을 반영하는 동시에 다양한 환기 시스템 및 감염 예방 전략을 비교·분석하는 실험적 검증을 병행함으로써 실제 실험의 신뢰도를 향상시켜야 할 것으로 사료된다. 구체적으로는, 표준화된 실험 환경에서 다양한 환기 조건을 설정하여 각각의 에어로졸 확산 양상을 정량적으로 측정하고, 이를 기반으로 CFD 시뮬레이션 결과와의 상관관계를 분석을 제안한다. 이를 통해, CFD 기술의 신뢰성을 더욱 향상시키고 보다 과학적이고 정밀한 치과 감염 관리 전략 수립에 기초 자료를 제공할 수 있을 것으로 기대한다.

5. 결론

본 연구는 의료 환경에서 발생하는 에어로졸의 이동 양상을 CFD 기술을 활용해 분석한 기존 문헌들을 검토하였으며, CFD 기술이 실제 임상 현상을 얼마나 신뢰성 있게 구현할 수 있는지를 평가하여 치과 감염관리 분야에의 적용 가능성을 탐색하는 것을 목적으로 하였다.

분석 대상이 된 31편의 문헌 중 26편은 2020년 이후에 발표되었으며, 가장 널리 사용된 CFD 시뮬레이션 프로그램은 ANSYS FLUENT였다. 대부분의 연구에서 난류모델은 RANS, 압력-속도 연계 알고리즘은 SIMPLE 방식이 사용되었다. 에어로졸 이동에 영향을 미치는 독립 변수로는 공조 시스템, 온도, 습도, 에어로졸 제거 장치, 파티션, 장비의 접촉각, 에어로졸의 크기 및 속도 등이 포함되었으며, 이 중 가장 많이 조정된 변수는 환기구였다.

실제 실험 결과와 CFD 시뮬레이션 결과를 비교한 문헌들에서는 10% 미만의 오차율을 보였으며, 비록 CFD 결과가 절대적인 지표로 간주될 수는 없지만, 실험과의 일치도를 높일 경우 충분히 신뢰할 수 있는 예측 도구로 활용 가능함을 시사한다.

https://doi.org/10.12972/kjcdh.2025.13.2.6

Author contributions

NY Lee: Literature search and selection, Methodology, Data extraction, Data curation, Synthesis of findings, Writing–original draft, Project administration; NY Lee, HN Kim: Database screening, Quality assessment, Data analysis, Writing–review & editing; HN Kim: Supervision; None: Funding acquisition. All authors have read and approved the final version of the manuscript.

References

1. Shiu EYC, Leung NHL, Cowling BJ. Controversy around airborne versus droplet transmission of respiratory viruses: implication for infection prevention. Curr Opin Infect Dis 2019;32(4):372-379. 10.1097/QCO.0000000000000563.
2. Leung NHL, Chu DKW, Shiu EYC, Chan KH, McDevitt JJ, Hau BJP, et al. Respiratory virus shedding in exhaled breath and efficacy of face masks. Nat Med 2020;26(5):676–680. 10.1038/s41591-020-0843-2.
3. Peng X, Xu X, Li Y, Cheng L, Zhou X, Ren B. Transmission routes of 2019-nCoV and controls in dental practice. Int J Oral Sci 2020;12(9). 10.1038/s41368-020-0075-9.
4. Tellier R, Li Y, Cowling BJ, Tang JW. Recognition of aerosol transmission of infectious agents: a commentary. BMC Infect Dis 2019;19(1):1-9. 10.1186/s12879-019-3707-y.
5. World Health Organization. Considerations for the provision of essential oral health services in the context of COVID-19. Geneva:WHO;2020:1.
6. Morawska L, Milton DK. It is time to address airborne transmission of coronavirus disease 2019 (COVID-19). Clin Infect Dis 2020;71(9):2311-2313. 10.1093/cid/ciaa939.
7. Lahdentausta L, Sanmark E, Lauretsalo S, Korkee V, Nyman S, Atanasova N, et al. Aerosol concentrations and size distributions during clinical dental procedures. Heliyon 2022;8(10) :e11074. 10.1016/j.heliyon.2022.e11074.
8. Klompas M, Baker M, Rhee C. What is an aerosol-generating procedure?. JAMA Surg 2021;156(2):113–114. 10.1001/jamasurg.2020.6643.
9. National law information center. Enforcement decree of the building act.[online] https://www.law.go.kr/%EB%B2%95%EB%A0%B9/%EA%B1%B4%EC%B6%95%EB%B2%95/(20240627,20424,20240326)/%EC%A0%9C20%EC%A1%B0. 2025.01.31.
10. Cao R, Qiu P, Xu B, Lin J, Chu D, Fan Z. Effectiveness of interventions to reduce aerosol generation in dental environments: a systematic review. Prev Med Rep 2023;35:102383. 10.1016/j.pmedr.2023.102383.
11. He Z, Gao Q, Henley A, Der Khatchadourian Z, Somerville W, Wiseman M, et al. Efficacy of aerosol reduction measures for dental aerosol generating procedures. Aerosol Sci Technol 2022;56(5):413–424. 10.1080/02786826.2022.2040729.
12. Choudhary S, Durkin MJ, Stoeckel DC, Steinkamp HM, Thornhill MH, Lockhart PB, et al. Comparison of aerosol mitigation strategies and aerosol persistence in dental environments. Infect Control Hosp Epidemiol 2022;43(12):1779–1784. 10.1017/ice.2022.26.
13. Zhu M, Medina M, Nalliah R, Kadhium V, Bell E, Han T, et al. Experimental evaluation of aerosol mitigation strategies in large open-plan dental clinics. J Am Dent Assoc 2022;153(3):208–220. 10.1016/j.adaj.2021.07.030.
14. Centers for disease control and prevention. Environmental infection control guidelines.[online] https://www.cdc.gov/infection-control/hcp/environmental-control/. 2025.01.31.
15. Wendt JF. Computational fluid dynamics: an introduction. 3rd. Berlin/Heidelberg:Springer Science & Business Media;2008:5-11.

16. Bhatti MM, Marin M, Zeeshan A, Abdelsalam SI. Editorial: recent trends in computational fluid dynamics. Front Phys 2020;8:593111. 10.3389/fphy.2020.593111.
17. Mutuku JK, Hou WC, Chen WH. An overview of experiments and numerical simulations on airflow and aerosols deposition in human airways and the role of bioaerosol motion in COVID-19 transmission. Aerosol Air Qual Res 2020;20:1172–1196. 10.4209/aaqr.2020.04.0185.
18. Hosder S, Grossman B, Haftka RT, Mason WH, Watson LT. Observations on CFD simulation uncertainties. American Institute of Aeronautics and Astronautics 2002:5531. 10.2514/6.2002-5531.
19. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. BMJ 2021;372:n71. 10.1136/bmj.n71.
20. Oberkampf WL, Trucano TG. Verification and validation in computational fluid dynamics. Prog Aerosp Sci 2002;38(3):209-272. 10.1016/S0376-0421(02)00005-2.
21. Li X, Mak CM, Ai Z, Ma KW, Wong HM. Numerical investigation of the impacts of environmental conditions and breathing rate on droplet transmission during dental service. Phys Fluids 2023;35(4):1-15. 10.1063/5.0144647.
22. Dey S, Tunio M, Boryc LC, Hodgson BD, Garcia GJM. Quantifying strategies to minimize aerosol dispersion in dental clinics. Exp Comput Multiph Flow 2023;5(3):290–303. 10.1007/s42757-022-0157-3.
23. Li X, Mak CM, Ai Z, Ma KW, Wong HM. Cross-infection risk assessment in dental clinic: Numerical investigation of emitted droplets during different atomization procedures. J Build Eng 2023; 75:106961. 10.1016/j.jobe.2023.106961.
24. Yuce BE, Aganovic A, Nielsen PV, Wargocki P. Analysis of parameters influencing pathogen concentration in a room with displacement ventilation using computational fluid dynamics and Taguchi methods. J Build Eng 2023;80:108002. 10.1016/j.jobe.2023.108002.
25. Arumuru V, Kusuluri R, Mirikar D. Role of face masks and ventilation rates in mitigating respiratory disease transmission in ICU. Sci Rep 2023;13:11124. 10.1038/s41598-023-38031-x.
26. Karami S, Lakzian E, Ahmadi G. Prediction of COVID-19 infection in dental clinic by CFD and Wells-Riley model, identifying safe area and proper ventilation velocity. Int J Refrig 2023;151:112–124. 10.1016/j.ijrefrig.2023.03.013.
27. Nambu E, Nozaki K, Tsubokura M, Hayashi M. Numerical simulation of air age in dental offices. Sci Rep 2022;12(1):14120. 10.1038/s41598-022-18588-9.
28. Li F, Jiang G, Hu T. Coughing intensity and wind direction effects on the transmission of respiratory droplets: a computation with euler–lagrange method. Atmosphere 2022;13(4):594. 10.3390/atmos13040594.
29. Rizqy M, Santoso DA. Air conditioning and energy used in isolation room based on computational fluid dynamics simulation. Tokyo: Proc. Tokyo Tech Indonesian Commitment Award;2021:43-50.
30. Raghava N, Vidovic B. Using computational fluid dynamics to evaluate the role of air purification in reducing fallow time in dentistry. Int J Dent Oral Health 2021;7(4). 10.16966/2378-7090.362.
31. Yu HC, Mui KW, Wong LT, Chu HS. Ventilation of general hospital wards for mitigating infection risks of three kinds of viruses including middle east respiratory syndrome coronavirus. Indoor Built Environ 2016;26(4):514–527. 10.1177/1420326X16631596.
32. Jin X, Yang L, Du X, Yang Y. Particle transport characteristics in indoor environment with an air cleaner. Indoor Built Environ 2015;25(6):987–996. 10.1177/1420326X15592253.
33. Mak CM, Zhang W, Wong HM. Numerical study of pollutant dilution in a natural ventilated dental clinic: ventilation path types used for exhausting pollutant. IEEE Computer Society 2012:1572-1575. 10.1109/iCBEB.2012.286.

34. Du L, Wan Z, Guo L, Yang C, Zhu Z. Aerosol dynamics in dental clinics: effects of ventilation mode on the mitigation of airborne diseases transmission. Environ Pollut 2025;367:125645. 10.1016/j.envpol.2025.125645.
35. Yang G, Wang Y, Chan KC, Mui KW, Flemmig TF, Ng ST, et al. Effectiveness of air cleaner on mitigating the transmission of respiratory disease in a dental clinic environment. Build Simul 2024;17:1789–1803. 10.1007/s12273-024-1159-9.
36. Shu H, Yu X, Zhu X, Zhang F, He J, Duan X, et al. Visualization of droplet flow induced by ultrasonic dental cleaning. Int Dent J 2024;74(4):876-883. 10.1016/j.identj.2023.12.005.
37. He J, Li J, Chen B, Yang W, Yu X, Zhang F, et al. Study of aerosol dispersion and control in dental practice. Clin Oral Investig 2024;28:1-18. 10.1007/s00784-024-05524-6.
38. Li X, Mak CM, Ai Z, Ma KW, Wong HM. Propagation and evaporation of contaminated droplets, emission and exposure in surgery environments revealed by laser visualization and numerical characterization. J Hazard Mater 2024;477:135338. 10.1016/j.jhazmat.2024.135338.
39. Jiang C, Liu Z, Xiao X, Liu H, He J, Rong R, et al. Controlling airborne pathogen within Fangcang shelter hospitals: aerodynamic analysis of bioaerosols released from various locations through experiment and simulation. Build Environ 2024;252:111263. 10.1016/j.buildenv.2024.111263.
40. Yao G, Liu Z, Liu H, Jiang C, Li Y, Liu J, et al. Air disinfection performance of upper-room ultraviolet germicidal irradiation (UR-UVGI) system in a multi-compartment dental clinic. J Hazard Mater 2024;477:135383. 10.1016/j.jhazmat.2024.135383.
41. Kwon HM, Seok HT, Yang JH. The Dental Office Patient discharge Aerosol Diffusion Characteristic by CFD. Journal of the regional association of architectural institute of korea 2009;11(4):217–224.
42. Zhang F, Zhao J, Yang W, Yu X, He J, Shu H, et al. Studying the spatial flow characteristics of droplets induced by ultrasonic tooth-cleaning machines. Phys Fluids (1994) 2023;35(12):125136. 10.1063/5.0171481.
43. Glenn K, He J, Rochlin R, Teng S, Hecker JG, Novosselov I. Assessment of aerosol persistence in ICUs via low-cost sensor network and zonal models. Sci Rep 2023;13(1):3992. 10.1038/s41598-023-30778-7.
44. Ma X, Kim WH, Lee JH, Han DW, Lee SH, Kim J, et al. The effectiveness of a novel air-barrier device for aerosol reduction in a dental environment: computational fluid dynamics simulation. Bioengineering (Basel) 2023;10(8):947. 10.3390/bioengineering10080947.
45. Liu Z, Zhang P, Liu H, He J, Li Y, Yao G, et al. Estimating the restraint of SARS-CoV-2 spread using a conventional medical air-cleaning device: based on an experiment in a typical dental clinical setting. Int J Hyg Environ Health 2023;248:114120. 10.1016/j.ijheh.2023.114120.
46. Liu P. Computational fluid dynamics optimization of an extraoral vacuum aerosol cup for airborne disease control in dental offices. Aerosol Science and Engineering 2022;6:21–29. 10.1007/s41810-021-00121-6.
47. Saw LH, Leo BF, Lin CY, Mokhtar NM, Ali SHM, Nadzir MSM. The myth of air purifier in mitigating the transmission risk of SARS-CoV-2 virus. Aerosol Air Qual Res 2022;22(3):210213. 10.4209/aaqr.210213.
48. Komperda J, Peyvan A, Li D, Kashir B, Yarin AL, Megaridis CM, et al. Computer simulation of the SARS-CoV-2 contamination risk in a large dental clinic. Phys Fluids (1994) 2021;33(3):033328. 10.1063/5.0043934.
49. Liu Z, Zhang P, Li Y, Yang W, Guo J, Liu J, et al. Assessment of spatial concentration variation and deposition of bioaerosol in a dental clinic during oral cleaning. Build Environ 2021;202(9816):108024. 10.1016/j.buildenv.2021.108024.
50. Chen C, Zhao B, Cui W, Dong L, An N, Ouyang X. The effectiveness of an air cleaner in controlling droplet/aerosol particle dispersion emitted from a patient's mouth in the indoor environment of dental clinics. J R Soc Interface 2010;7(48):1105-1118. 10.1098/rsif.2009.0516.

51. Helmis CG, Tzoutzas J, Flocas HA, Halios CH, Stathopoulou OI, Assimakopoulos VD, et al. Indoor air quality in a dentistry clinic. Sci Total Environ 2007;377(2-3):349–365. 10.1016/j.scitotenv.2007.01.100.
52. Zuo YY, Uspal WE, Wei T. Airborne transmission of COVID-19: aerosol dispersion, lung deposition, and virus-receptor interactions. ACS Nano 2020;14(12):16502–16524. 10.1021/acsnano.0c08484.
53. Luckring JM. The discovery and prediction of vortex flow aerodynamics. The Aeronautical Journal 2019;123(1264):729–804. 10.1017/aer.2019.43.
54. Rizzi A, Luckring JM. Historical development and use of CFD for separated flow simulations relevant to military aircraft. Aerospace Science and Technology 2021;117:106940. 10.1016/j.ast.2021.106940.
55. Tominaga Y. CFD simulations of turbulent flow and dispersion in built environment: a perspective review. Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics 2024;249:105741. 10.1016/j.jweia.2024.105741.
56. Abdulwahab MR, Ali YH, Habeeb FJ, Borhana AA, Abdelrhman AM, Al-Obaidi SMA. A review in particle image velocimetry techniques (developments and applications). Journal of Advanced Research in Fluid Mechanics and Thermal Sciences 2020;65(2):213–229.
57. Käufer T, König J, Cierpka C. Stereoscopic PIV measurements using low-cost action cameras. Exp Fluids 2021;62:1-16. 10.1007/s00348-020-03110-6.
58. Wilson BM, Smith BL. Uncertainty on PIV mean and fluctuating velocity due to bias and random errors. Measurement Science and Technology 2013;24(3):035302. 10.1088/0957-0233/24/3/035302.
59. Gao N, Niu J. Transient CFD simulation of the respiration process and inter-person exposure assessment. Build Environ 2006;41(9):1214–1222. 10.1016/j.buildenv.2005.05.014.
60. Hathway EA, Noakes CJ, Sleigh PA, Fletcher LA. CFD simulation of airborne pathogen transport due to human activities. Build Environ 2011;46(12):2500–2511. 10.1016/j.buildenv.2005.05.014. 10.1016/j.buildenv.2011.06.001.
61. National law information center. Enforcement rules of the medical service act.[online] https://www.law.go.kr/LSW/lsInfoP.do?lsiSeq=196454&utm_source=chatgpt.com#0000. 2025.01.31.
62. Sung MK, Hong JK, Choi JP, Cho SM, Bang JI, Kim KH. Development of ventilation standards and operational guidelines for medical institutions. Sejong:Ministry of Health and Welfare;2016:8-56.
63. Runchal A. 50 years of CFD in engineering sciences: a commemorative volume in memory of D. brian spalding. 1st edition. Berlin:Springer;2020:779-795.
64. Rojas-Sola JI, García-Baena C, Hermoso-Orzáez MJ. A review of the computational fluid-dynamics simulation software: advantages, disadvantages, and main applications. Journal of Magnetohydrodynamics and Plasma Research 2016;23(4):417-424.
65. Zou Y, Zhao X, Chen Q. Comparison of STAR-CCM+ and ANSYS fluent for simulating indoor airflows. Building Simulation 2018;11:165–174. 10.1007/s12273-017-0378-8.
66. Yusuf SNA, Asako Y, Sidik NAC, Mohamed SB, Japar WMAA. A short review on RANS turbulence models. CFD Letters 2020;12(11):83–96. 10.37934/cfdl.12.11.8396.
67. Heinz S. A review of hybrid RANS-LES methods for turbulent flows: concepts and applications. Progress in Aerospace Sciences 2020;114:100597. 10.1016/j.paerosci.2019.100597.
68. Menter F, Hüppe A, Matyushenko A, Kolmogorov D. An overview of hybrid RANS–LES models developed for industrial CFD. Applied Sciences 2021;11(6):2459. 10.3390/app11062459.