



비접촉식 의료용 초음파미스트 분무를 위한 노즐 팁 성능 개선

Improvement of Nozzle Tip Performance for Noncontact Medical Ultrasonic Mist Spraying

정승혁¹, 전종혁², 원지영², 김성민³, 임흥석^{4,*}
Seung Hyeok Jung¹, Jong Hyeok Jeon², Ji Young Won², Sung Min Kim³, and Hong Seok Lim^{4,*}

¹ 동국대학교 대학원 바이오헬스의료기기규제과학과 (Department of Regulatory Science for Medical Device, Graduate School, Dongguk University)

²(주)바이오유닛 (Biounit Co., Ltd.)

³ 동국대학교 의생명공학과 (Department of Biomedical Engineering, Dongguk University)

⁴ 동국대학교 의료융합기술실용화연구원 (Research Institute for Commercialization of Biomedical Convergence Technology, Dongguk University)

Corresponding Author / E-mail: limit75@naver.com, TEL: [REDACTED]

ORCID: 0000-0003-1331-8635

KEYWORDS: Computational fluid dynamics (전산유체역학), Discrete phase model (이산 상 모델), Ultrasonic mist therapy (초음파미스트 치료법), Nozzle tip (노즐 팁), Noncontact spraying (비접촉 분무)

Chronic wounds necessitate periodic treatment and management due to their potential for serious complications. Recently, ultrasonic mist therapy has been introduced to treat chronic wounds efficiently. This therapy requires a noncontact spraying method to prevent side effects such as bacterial infections and pain. Therefore, research is needed on a spray nozzle tip that can effectively transmit ultrasonic energy to the wound target with misted cleaning solution mobility in a specific direction and at an appropriate speed. The performance of the nozzle tip is greatly affected by the flow characteristics inside it. Computational fluid dynamics (CFD) is a powerful tool to analyze these characteristics in detail. The behavior of the mist was analyzed in a simulation based on discrete phase model methodology in an unsteady state. Valid design parameters enabling noncontact cleaning were determined by setting the design parameters of the nozzle tip's internal flow path and measuring the spraying speed of the mist using CFD analysis. Through the simulation results, information on the sprayed skin surface and spray characteristics are measured. Lastly, we present a nozzle tip design guide optimized for ultrasonic mist therapy.

Manuscript received: March 28, 2024 / Revised: April 23, 2024 / Accepted: April 24, 2024
This paper was presented at KSPE Autumn Conference in 2023

NOMENCLATURE

d_p = Diameter of the Particle
 m_p = Mass of the Particle
 \vec{u}_p = Velocity of the Particle
 τ_r = Particle Relaxation Time
 \vec{g} = Gravitational Force
 ρ_p = Density of Particle
T = Surface Tension of a Liquid
 ρ = Density of a Liquid
f = Operating Frequency

1. 서론

만성 창상은 내적 혹은 외적 요인에 의해 치유가 지연되면서 해당 부위의 해부학적 구조가 손상되거나 기능의 수복이 어려워진 치유되지 않는 창상을 말하며, 대표적인 예로 압력에 의해 피부가 괴사하는 질환인 욕창이 있다. 만성 창상 및 욕창은 심각한 합병증으로 이어질 수 있기 때문에 주기적인 치료와 관리가 매우 중요하다. 이와 관련하여 2019년 런던에서 열린 국제 창상 관리 전문가 자문위원 회의에서 치유가 어려운 창상을 관리하는 방법을 안내하는 ‘창상 위생(Wound Hygiene)’이라는 개념을 발표하였다[1]. 이는 창상에서 바이오 필름, 괴사조직,

이물질들을 포함하여 원하지 않는 모든 물질을 지속적으로 제거 및 최소화하여 바이오 필름의 재형성을 끊임없이 방지함으로써 치유 진행을 도모하는 것을 강조한다. 이처럼 괴사조직을 제거하고 세척하기 위해서 전통적으로 거즈 드레싱이나 액체를 활용한 세척(Irrigation) 등 물리적인 방법들을 활용해왔으나[2], 환자에게 물리적인 고통을 유발하고 경제적으로 많은 자원이 소모되는 등 여러 단점이 존재한다. 최근에는 이러한 단점을 극복하기 위해서 저주파(20-40 kHz) 초음파를 이용하여 괴사조직의 제거 및 파괴를 촉진하는 치료법이 활용되고 있다[3].

Non-contact Low-frequency Ultrasound (NCLFU)-assisted Saline Wash Therapy는 초음파를 활용하여 식염수 또는 약액을 마이크로 단위로 미세하게 쪼개어 환자의 상처 분위에 분무하여 괴사조직을 제거하고 세척하는 치료법으로 알려져 있다. 초음파에 의해 생성된 기계적 압력에너지가 상처 가장자리에 전달하여 활력이 없는 괴사조직을 제거하는 원리이며, 미스트를 통한 초음파 음파의 기계적 전달은 괴사조직 제거를 촉진하고 항균 특성을 가지며 연조직 재생을 자극한다[4]. 그러나 실제로 여러 연구에서 초음파에 의한 상처 치유 효과, 염증 감소, 통증 감소 등의 임상적 효과가 확인되었으나[5-7], ‘창상 위생’ 개념에서 강조하는 바이오 필름 및 괴사조직 제거 등 물리적인 세척 효과에 대한 근거가 부족하다. 바이오 필름 및 괴사조직, 미생물 또는 파편들을 창상에서 제거하기 위해서는 강력한 치료적 세척이 필요하나[8], 비접촉 미스트 분무 방식의 특성상 전통적인 치료적 세척 방법들과는 다르게 상처에 가해지는 물리적인 힘의 크기가 약하다고 볼 수 있다. 따라서, 미스트화된 약액들을 특정 방향으로의 운동성과 적절한 속도를 가지고 초음파 에너지를 상처 타겟까지 유효하게 전달시킬 수 있는 분사 노즐 팁에 대한 연구가 필요하다. 본 연구에서는 노즐 분사 성능 향상을 목표로 노즐 팁 설계 파라미터를 정의하고 유동 해석을 통해 각 파라미터의 영향을 분석했다. 이러한 노즐 팁은 만성 창상 세척 및 치료를 위한 초음파미스트 기기의 초음파 노즐에 적용될 것으로 예상되며, 이를 통해 초음파 에너지를 효과적으로 전달하면서 동시에 바이오 필름 및 괴사조직을 효과적으로 제거할 수 있는 강력하고 적절한 물리적 힘을 전달할 수 있을 것으로 기대한다.

2. 유동해석을 위한 모델링 개발

2.1 초음파미스트 장치

본 연구에서는 SonoMist™ (BioUnit, Korea) 장치를 활용하였다(Fig. 1). 이 장치는 초음파 에너지(초음파 노즐)를 이용하여 분사되는 마이크로 단위의 작고 균일한 약액을 욕창 및 만성창상 부위에 비접촉으로 분무하여 바이오 필름 제거 및 창상 소독, 피부 자극을 목적으로 하는 창상 치료용 및 세정용 의료기기이다. 이 기기는 Fig. 2와 같이 노즐 팁이 적용되지 않은 초음파 노즐 형태로 미스트를 분사하는 형태이며, 본 연구에서 노즐 팁을 적용하여 미스트 분사 성능을 개선하고자 한다.



Fig. 1 Ultrasonic mist therapy system (SonoMist™)



Fig. 2 Mist spraying at ultrasonic nozzle (SonoMist™)

Table 1 Definition of nozzle tip parameters

d_0	Outlet diameter of the nozzle tip
d_i	Inlet diameter of the nozzle tip
L_t	Total length of the nozzle tip
A_r	Aspect ratio (L_t/d_0)
L_i	The length of the inlet section
L_c	The length of the contraction section
L_o	The length of the outlet section

2.2 초음파미스트 노즐 팁 모델링

설계 파라미터에 따른 노즐 팁의 성능 변화를 비교 연구하기 위하여 노즐 팁 설계 파라미터를 Table 1과 같이 정의하였다. 노즐 팁의 입구 직경($d_i = 10$ cm)과 전체 길이($L_t = 35$ cm)는 본 연구에서 사용한 장비 설계에 맞게 치수를 선택하여 고정했다. 노즐 팁의 성능에 미치는 영향을 정량적으로 이해하고 최적의 설계 파라미터를 도출하기 위한 Parameter Study를 수행하였다. Parameter Study를 위해 기준이 될 Reference Model를 모델링하였으며(Fig. 3), Reference Model로부터 설계 파라미터에

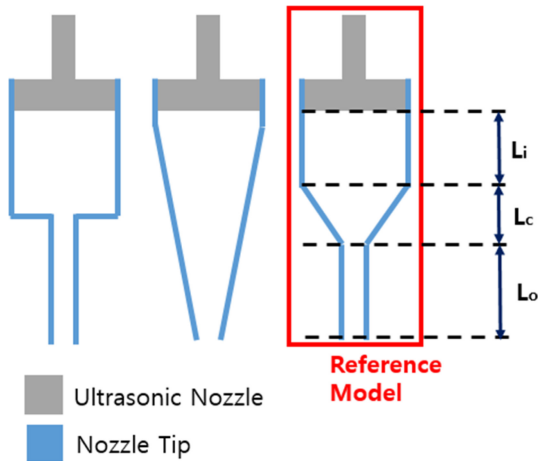


Fig. 3 Design of nozzle tip parameter and reference model

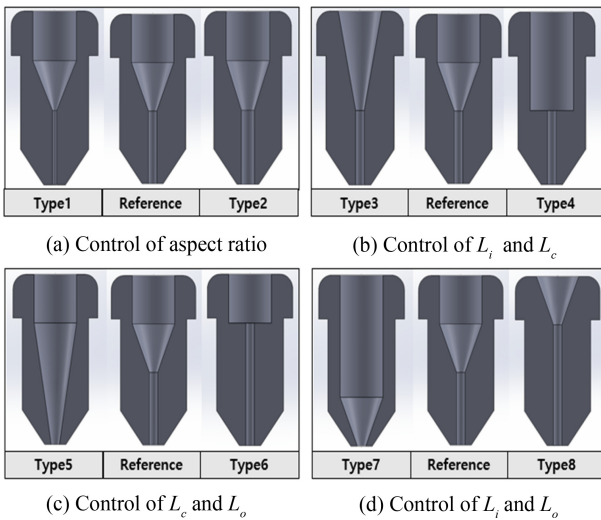


Fig. 4 Geometry of each models compared to the reference model

Table 2 Nozzle tip parameters for each model ($d_i = 10$ and $L_i = 35$ are fixed values for all models, Length unit = [cm])

Type	d_0	A_r	L_i	L_c	L_o
Reference	2	17.5	10	10	15
1	1.5	23.3	10	10	15
2	3	11.7	10	10	15
3	2	35	0	20	15
4	2	35	20	0	15
5	2	35	10	25	0
6	2	35	10	0	25
7	2	35	25	10	0
8	2	35	0	10	25

변화를 준 8가지 형태를 모델링하였다. Types1과 2는 Aspect Ratio, Types3과 4는 L_c 와 L_i , Types5와 6은 L_c 와 L_o , Types7과 8은 L_i 와 L_o 에 각각 변화를 준 모델들이다(Fig. 4). 각 모델들의 파라미터 값은 Table 2에 정리하였다.

Table 3 Calculation of injection pressure of reference model according to pump pressure

Pump pressure [Pa]	Injection velocity [m/s]	Injection pressure [Pa]
10	2.48	3077
50	5.40	14589
100	5.39	14535
200	8.94	39988
300	10.66	56856

2.3 수치해석

본 연구는 노즐 팁 내부와 외부의 유동 특성과 분사되는 미스트 입자 특성을 계산하기 위해 전산유체역학(Computational Fluid Dynamics, CFD)을 활용하였다. CFD 상용코드는 ANSYS Fluent 2022 R2를 활용하여 미스트 입자 거동을 해석하였다.

2.3.1 Discrete Phase Model (DPM) 지배방정식

미스트 입자의 거동을 모사하기 위해 DPM을 활용하였다. DPM은 2개의 서로 다른 상을 고려하여 유동 해석을 하는 모델로 입자의 크기가 매우 작고 입자의 체적분율이 10% 이하일 때 활용이 가능하다. 연속상은 Eulerian Method에 의해 계산되고 분산상은 Lagrangian Method에 의해 계산되어 입자들이 추적되며, 연속상과 분산상은 식(1)에 의해 Coupling 된다. 이는 입자들이 u 라는 속도를 가진 유동장 내에서 거동을 할 때 입자는 크게 양력, 항력, 중력의 힘을 가지면서 거동을 하는 것을 정의한다. 방정식에 사용된 기호에 대한 명명법은 본 논문의 앞부분에 정의하였다.

$$m_p \frac{d\vec{u}_p}{dt} = m_p \frac{\vec{u} - \vec{u}_p}{\tau_r} + m_p \frac{\vec{g}(\rho_p - \rho)}{\rho_p} + \vec{F} \quad (1)$$

2.3.2 입자 크기 계산

액체가 충분히 높은 강도의 초음파 장에 노출되면 액체의 쪼개짐이 발생하여 매우 미세한 질은 안개로 주변 공기로 분출된다[9]. 초음파에 의해 발생하는 입자의 크기 Lang Equation[10]을 사용하여 추정할 수 있다. 초음파에 의해 미립화되는 입자의 크기는 식(2)와 같이 초음파의 구동 주파수, 액체의 표면장력과 밀도에 의해 결정된다.

$$d_p = 0.34 \left(\frac{8\pi T}{\rho f^2} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (2)$$

본 연구에서는 구동 주파수 25 kHz를 적용하여 약 50 μm 크기의 입자 크기를 도출하여 활용하였다.

2.3.3 Input Data 정의

‘창상 위생’ 개념[1]과 관련 문헌들을 근거로 창상 세척을 위한 적절한 힘과 세척액의 양 등을 정의하였다. 만성 창상 치료를

위해 강력한 세척이 필요하며 이때 세균을 조직 안으로 밀어 넣지 않으면서 표면에 존재하는 이물질들을 제거할 수 있는 적절한 힘은 27,578-103,420 Pa이다[11]. 세균 제거를 위해서는 약 100,000 Pa 정도의 강한 힘으로, 깨끗한 창상의 경우에는 낮은 힘으로 세척해야한다[12]. 세척액의 양은 대략 창상 1 cm² 당 50-100 mL를 충분히 사용[13]하는 것이 좋기 때문에 실제 임상에서 활용할 수 있는 유량 값을 토대로 SonoMist™의 초음파 노즐부에 적용할 펌프의 압력을 5단계(10, 50, 100, 200, 300 Pa)로 결정하였다.

본 연구에서 사용한 기기는 튜브 연동식 펌프에 의해 초음파 노즐 부에서 미스트가 분사된다. 노즐 팁 Reference Model을 적용했을 때 펌프 압력에 따른 분사 속도와 분사 압력을 측정하여 Table 3에 정리하였다. 창상 세척을 위한 적절한 힘의 값을 근거로 펌프의 압력이 200 Pa 일 때 유의미한 분사 압력 값을 도출하며, 압력이 더 높아질수록 속도는 증가하나 난류 발생 정도가 커지는 것으로 판단하여 Input 조건으로 압력 값 200 Pa을 최종적으로 결정하였다.

2.3.4 CFD 해석

초음파 노즐의 진동에 의해 입자가 미립자 형태로 쪼개져 분무 되는 전체 과정의 구현은 기술적으로 불가하므로 해석의 단순화 과정을 수행하였다. 출구 경계 조건은 대기압 경계조건, 입구에는 2.3.3에서 정의한 200 Pa 압력 조건을 적용하였다. 노즐 내부의 벽 경계 조건은 Non-slip Condition을 적용하였으며, 난류 모델은 SST k- ω Model을 사용하였다. DPM을 활용하여 Injection 조건을 정의하였으며, 입자 직경은 50 μ m, 전체 유속은 0.00045 kg/s를 적용하였다.

Particle Injection이 10초 동안 일어나는 Transient 해석을 진행하였으며, 미스트가 노즐 팁을 통해 분사되면서 Steady-state가 되는 지점인 Time = 6s 지점에서 결괏값을 추출하여 분석하였다. 결괏값으로는 분사 방향에 따른 속도의 변화, 압력의 변화, Turbulent Kinetic Energy (TKE)의 변화를 확인하였다. TKE란 난류의 강도를 나타내는 해석 파라미터로 TKE 값이 클수록 난류의 강도가 더 크다는 것을 의미한다. 본 연구에서 사용한 의료기기는 1-2 cm 거리의 간격을 두고 분사하는 것을 제시하기 때문에 임상적으로 의미가 있는 2 cm 떨어진 거리에서의 분사 형태와 속도를 확인했다.

3. 결과 및 분석

3.1 Reference Model

Fig. 5와 같이 DPM을 고려한 Reference Model의 미스트 입자 거동 해석 결과를 확인하였다. Fig. 5(a)에서 미스트 입자들이 노즐 내부 유로를 따라 분무되는 현상을 Particle Tracks를 통해 확인할 수 있으며, Velocity Contour를 통해 속도 분포를 확인할 수 있다. Fig. 5(b)에서 분무 되는 방향에 따른

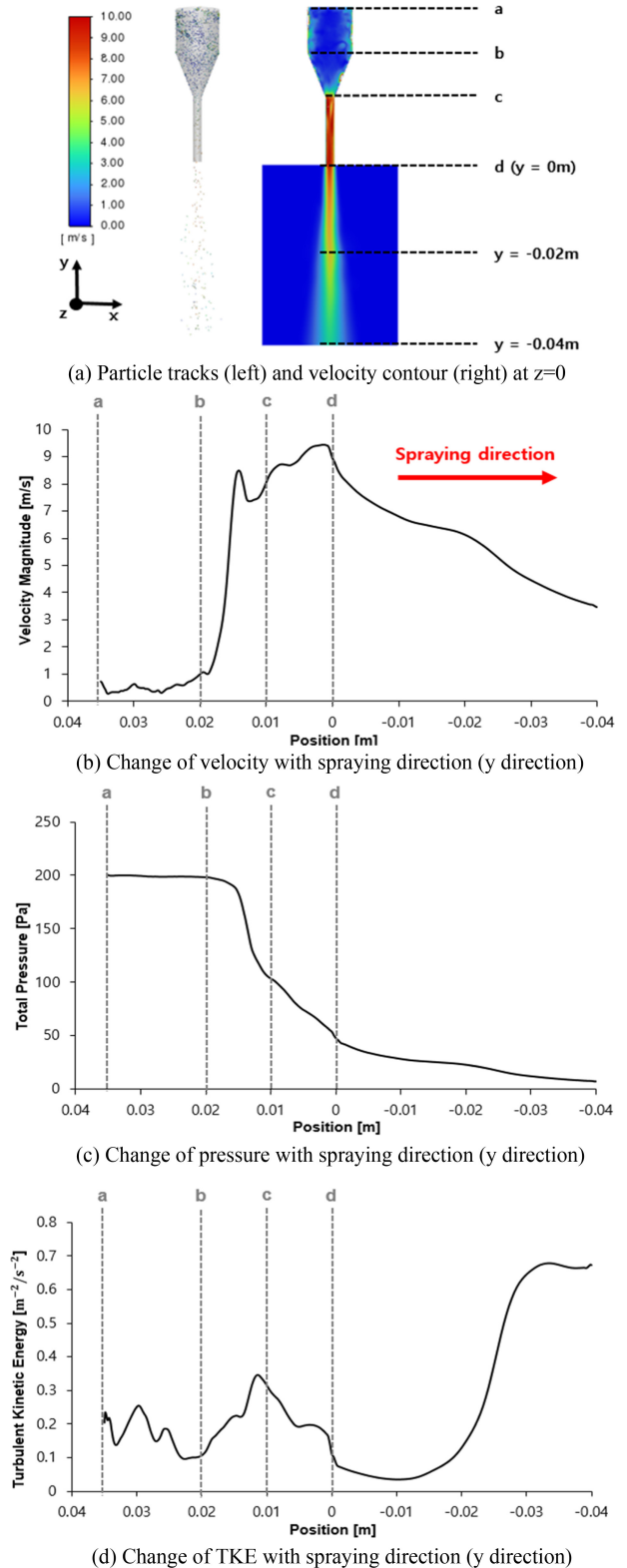


Fig. 5 Simulation results of reference model

속도 변화를 그래프를 통해 나타냈다. Fig. 5(c)는 분무 되는 방향에 따른 압력 변화이며, Fig. 5(d)는 분무 되는 방향에 따른 TKE의 변화를 나타낸다. 여기서 그림에 표기된 a-b 구간은 노즐 팁의 입구부(L_i)를 나타내며, 압력에 의해 미스트 입자들이

Table 4 The maximum velocity and the velocity at $y = 0$, $y = -0.02$ m of each model (Velocity unit = $[m/s^2]$)

Type	V_{max}	$y = 0$	$y = -0.02[m]$
Reference	9.45	8.94	6.12
1	9.89	9.10	5.05
2	7.43	6.92	5.26
3	8.72	7.92	5.37
4	9.03	8.56	4.75
5	13.95	13.43	6.43
6	8.71	8.31	5.67
7	22.91	10.91	4.26
8	7.27	6.35	4.95

유입되고 단면적이 일정하기 때문에 속도의 변화는 미미하다. b-c 구간은 노즐 팁의 수축부(L_c)를 나타내며, 단면적이 감소하면서 미스트의 유동 속도가 크게 증가하는 구간이다. c-d 구간은 노즐 팁의 출구부(L_o)를 나타내며, 수축부를 지나면서 TKE 값이 약간 증가하였지만, 다시 감소시키면서 유동이 안정화되는 구간이다. Reference Model은 c-d 구간(L_o)에서 미스트의 속도가 점점 증가하여 분사 직전 최대 속도 9.45 m/s에 도달했다가 $y = 0$ 지점에서 8.94 m/s의 속도로 미스트가 분사된다(Table 4).

노즐 팁 내부 유로가 수축되면서 압력이 높은 곳에서 낮은 곳으로 유동 흐름이 원활하게 진행되며 미스트 입자가 수축부를 지나면서 속도가 점차 증가하다가 출구부에서 공기 중(대기압)으로 분출되면서 속도는 점차 감소된다. $y = -0.02$ m에서의 분사 패턴은 원형으로 임상적으로 보았을 때 원형 패턴이 가장 효율적인 것으로 판단된다. 유동이 안정적으로 발달하고 속도도 적절히 증가시키면서 분사되어 안정적인 분무 패턴을 형성한 것으로 보인다.

3.2 Parameter Study

Parameter Study를 위해 Fig. 4와 같이 특정한 노즐 팁 파라미터에 변화를 준 모델들 별로 Reference Model과의 결과를 비교 분석하였다. Fig. 6은 Aspect Ratio에 변화를 준 Types1과 2에 대한 해석 결과를 나타낸다. Fig. 7은 L_c 와 L_i 에 변화를 준 Types3과 4에 대한 해석 결과를 나타낸다. Fig. 8은 L_c 와 L_o 에 변화를 준 Types5와 6에 대한 해석 결과를 나타낸다. Fig. 9는 L_i 와 L_o 에 변화를 준 Types7과 8에 대한 해석 결과를 나타낸다. Figs. 6부터 9에서 (a)는 분무 방향에 따른 속도 변화를 Reference Model과 비교하여 나타내며, (b)는 분무 방향에 따른 TKE 변화를 보여준다.

Fig. 10은 $y = -0.02$ m 단면적에서의 Velocity Contour를 나타내며, 이를 통해 2 cm 떨어진 거리에서의 분사 패턴 및 면적을 예측할 수 있다. 각 모델들의 최대 속도와 $y = 0$, $y = -0.02$ m에서의 속도는 Table 4에 정리하였다. 각 모델들의 결과를 비교하

여 설계 파라미터가 분사 거동에 미치는 영향을 알아보고 최종적으로 최적화된 노즐 팁 설계를 위한 방안을 제시한다.

3.2.1 Aspect Ratio의 영향

Type1은 큰 Aspect Ratio 값을 가지며 단면적 감소가 크기 때문에 압력 강하에 의한 속도 증가가 더 큰 것으로 예상했으나, Fig. 6(a)와 같이 Reference와 비교하였을 때 분사 후 속도가 더 떨어져 분사 효율이 감소했다. Type2는 작은 Aspect Ratio 값을 가지며, 단면적 감소가 작기 때문에 속도를 크게 높이지는 못했으나 미스트가 공기 중으로 분사된 후 속도의 감소폭이 가장 완만했다. 그러나 Fig. 6(b)와 같이 L_c 구간에서 TKE가 크게 증가하여 불안정한 난류가 발생하였다.

두 모델의 분사 패턴의 경우 Reference와 유사하게 원형 패턴을 형성하였으며, 예상대로 출구부 직경이 커질수록 더 큰 분사 면적을 형성했다(Fig. 10). 너무 크거나 작은 Aspect Ratio는 분사 효율을 감소시키며 적절한 값을 도출하는 것이 필요하다.

3.2.2 L_i , L_c 의 변화에 따른 결과 분석

Type3는 L_i 구간을 없애고 L_c 구간을 늘려 수축부를 길게 만들어 미스트의 속도 증가를 더욱 높이고자 했으나, Fig. 7(a)와 같이 예상과 달리 Reference보다 전체적으로 속도가 낮은 경향성을 보였다. L_c 구간이 없는 Type4의 경우 단면적이 급격하게 변화함으로써 압력 강하에 의해 난류가 발생한 것을 Fig. 7(b)에서 확인할 수 있다. 출구부에서 TKE 값이 안정화되었으나, 노즐 팁 내부 유로에서의 난류에 의한 불안정한 유동 발생은 미스트의 물리적 상태에 이미 영향을 줄 수 있다. 두 모델 모두 원형 패턴의 분사 형태를 형성하며(Fig. 10), Reference보다 낮은 속도로 2 cm 거리의 타겟에 힘이 전달된다.

L_i 는 미스트의 유입을 받아내는 구간으로 속도를 증가시키는 구간은 아니지만, 유동이 안정적으로 발달할 수 있도록 초기 상태를 안정화시키는 역할을 수행한다. 수축부인 L_c 가 없는 경우 난류로 인해 유동이 매우 불안정해지기 때문에 적절한 수축 구간을 설정하는 것이 필요하다.

3.2.3 L_c , L_o 의 변화에 따른 결과 분석

Type3와 동일한 수축부 길이를 가지지만 L_o 구간을 없앤 Type5의 경우 13.42 m/s ($y = 0$)까지 속도를 증가시켰다. 그러나 속도가 증가된 미스트 유동이 안정화되지 못한 채 공기 중으로 분출되면서 난류의 영향으로 속도가 급감하여 $y = -0.02$ m에서는 Reference와 비슷한 속도를 보이는 것을 Figs. 8(a)와 8(b)에서 확인할 수 있다. 미스트가 분사된 이후로 TKE가 증가하면서 불안정해짐에 따라 찌그러진 원형의 분무 패턴을 형성했다(Fig. 10). Type6의 경우 Type4와 유사하게 유동을 안정적으로 발달시킬 수 있는 L_c 구간이 없어 Fig. 8(b)와 같이 난류가 크게 발생했다. 속도의 증폭 정도는 Fig. 8(a)와 같이 Reference보다 조금 낮은 경향성을 보인다.

결과를 통해 L_o 는 미스트가 안정적으로 분사될 수 있도록 하는 역할을 수행하는 것을 알 수 있다. L_o 구간이 없이 분사되

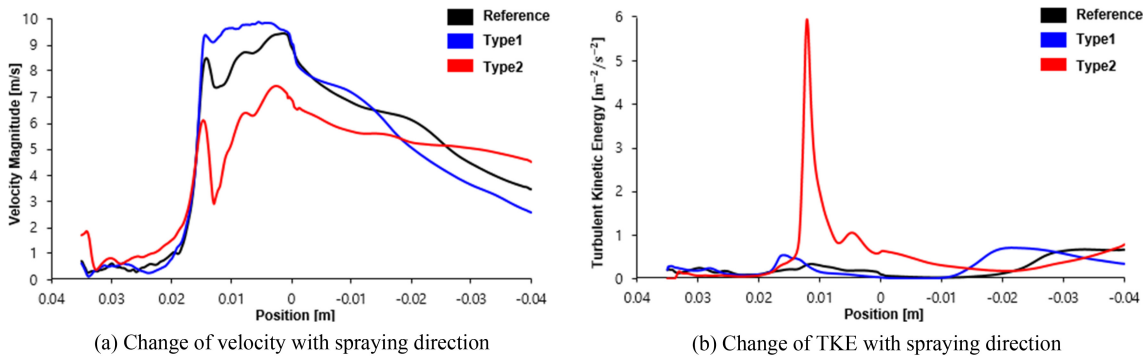


Fig. 6 Comparison of CFD simulation results between Types 1, 2, and reference model (Be careful about the y-axis scale)

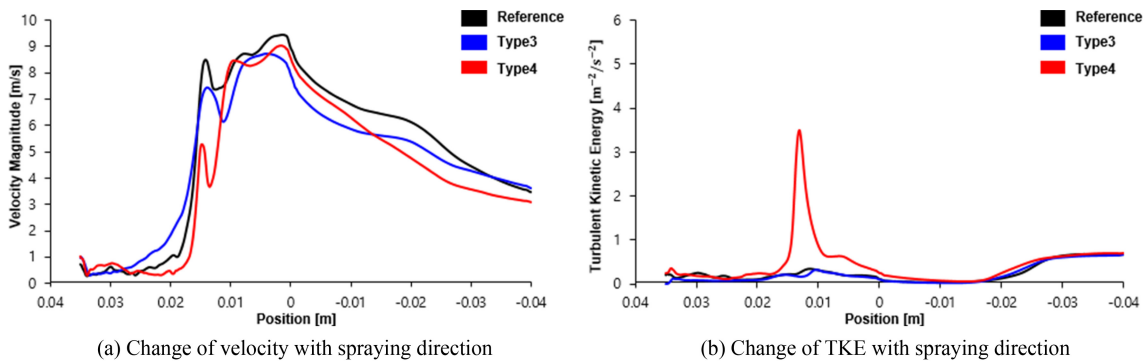


Fig. 7 Comparison of CFD simulation results between Types 3, 4, and reference model (Be careful about the y-axis scale)

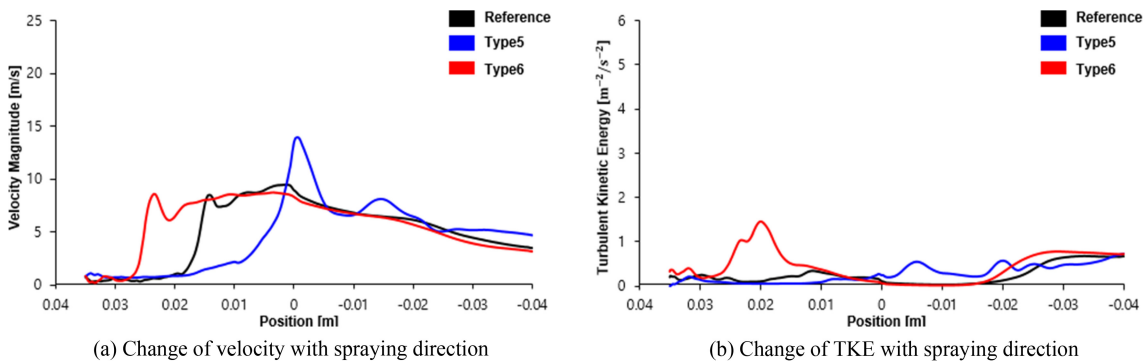


Fig. 8 Comparison of CFD simulation results between Types 5, 6, and reference model (Be careful about the y-axis scale)

는 Type5의 TKE 값은 크게 증가했다. L_o 는 난류의 발생을 최소화하며, L_c 구간을 지나면서 속도가 증가된 미스트가 안정적으로 분사될 수 있도록 한다.

3.2.4 L_i , L_o 의 변화에 따른 결과 분석

Type7은 L_o 구간을 없애고 L_i 구간을 늘린 형태로 Figs. 8(a)와 9(a)를 비교해보았을 때 Type5와 속도 변화의 유사한 경향성을 보였다. Type5보다 더 짧은 L_c 값을 가지며 길이당 단면적 변화율이 더 높기 때문에 속도를 더욱 증폭시킨 것으로 보인다. 그러나 Fig. 8(b)와 9(b)와 같이 난류가 발생한 지점에서 TKE 최댓값이 Type5의 경우 0.73이나 Type7은 13.23으로 훨씬 더 큰 강도의 난류가 발생했다. 분사 이후 난류의 영향때문에 속도가

급감하며 $y = -0.02$ m 지점에서 오히려 속도가 매우 작아지며 큰 분사 면적을 형성했다(Fig. 10). 수축부가 짧을수록 속도 증가 폭이 커지나 난류의 발생 강도도 커지게 되는 결과를 확인할 수 있다. Type8의 경우 Fig. 9(a)와 같이 긴 L_o 구간을 지나면서 속도가 크게 증가하지 못했으며 비효율적인 형태로 판단된다.

Types 5와 7과 같이 L_c 구간을 지나 바로 분사되는 경우 속도를 가장 많이 높일 수 있으나 분사 지점에서 난류가 발생하기 때문에 출구부의 형상을 안정적으로 변화시킬 필요가 있다. 분사 바로 직후의 난류 발생은 미스트의 유동이 한 곳으로 집적되지 않고 공기중으로 산란될 가능성이 크며 원하는 타겟에 적절한 힘을 가할 수 없다. 따라서 안정적인 L_o 구간을 설계하고 타겟에 에너지를 유효하게 가할 수 있는 안정적인 출구부 형상 설계가 필요하다.

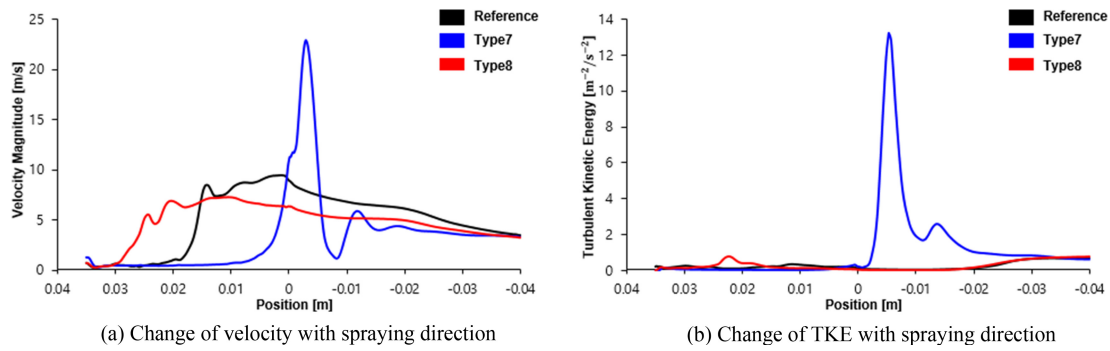


Fig. 9 Comparison of CFD simulation results between Types7, 8, and reference model (Be careful about the y-axis scale)

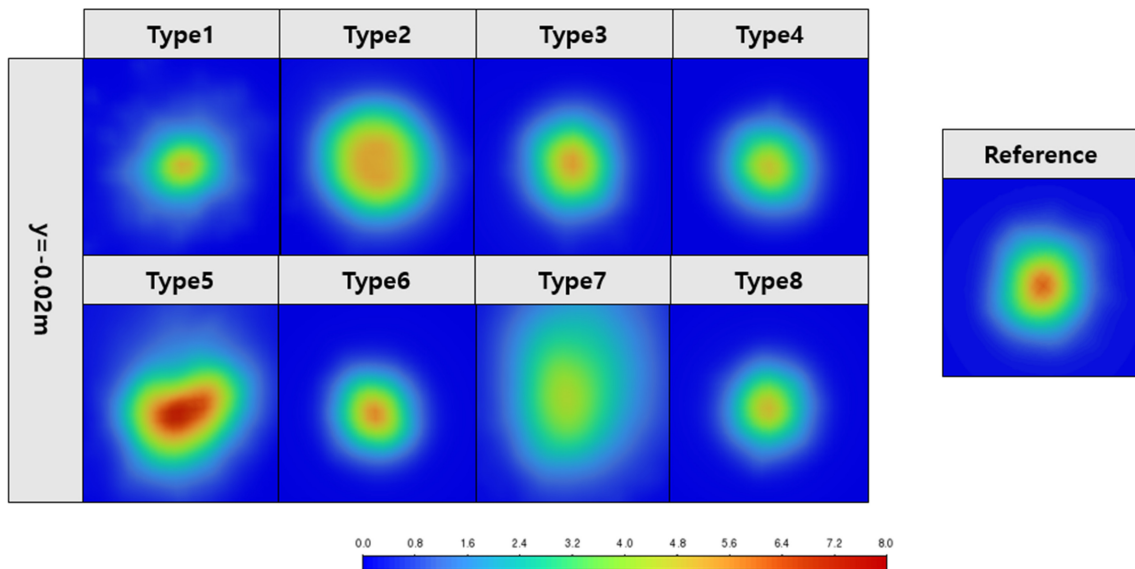


Fig. 10 Prediction of spraying pattern and area with velocity distribution of cross-sectional area at $y = -0.02$ m (1×1 cm area)

4. 결론

초음파에 의해 미립화된 미스트가 각 노즐 팁 모델별로 내부 유로를 지나면서 변화하는 유동의 상태를 확인하였으며, 결과를 통해 노즐 팁 설계 파라미터의 영향을 분석할 수 있었다. CFD를 통해 안정적인 유동의 발달 여부, 속도 증가의 정도, 난류 발생의 정도, 분사 형태 및 분사 속도 등을 효과적으로 조사할 수 있었으며 노즐 팁 설계 시 미스트의 유동이 충분히 발달할 수 있는 구간과 안정적으로 분사될 수 있는 형상을 수치해석을 통해 적절하게 설정하는 것이 가장 중요한 것으로 보인다. 또한 ‘창상 위생’의 개념에 따르면 최대 분무 압력은 100,000 Pa 정도로 권장되며, 그 이상의 높은 압력은 환자에게 고통을 유발할 수 있으므로 분무 압력의 제어가 필요하다. 따라서 난류 발생을 최소화하고 환자에게 고통을 유발할 정도의 분무 압력을 가하지 않으면서 속도를 최대한 높일 수 있는 설계안을 찾는 것이 필요하다. 본 연구를 통해 설계 파라미터에 대한 결론은 다음과 같다.

1) Aspect Ratio가 커질수록 분사 효율이 떨어지며, Aspect Ratio가 작아질수록 난류의 강도가 증가하므로 상황에 맞는 적

절한 값을 도출해내는 것이 필요함.

2) 적절한 L_i 는 미스트의 유입을 받아내고 속도를 높이기 전 유동을 안정화시키는 역할을 수행함.

3) L_c 는 미스트의 속도를 높이는 구간으로 유동이 충분히 발달할 수 있는 길이를 설정하는 것이 필요하며, 적절한 L_c 대 L_o 길이 비를 도출하면 분사 성능을 크게 개선할 수 있음.

4) L_o 는 수축부(L_c) 구간을 지나 속도가 높아진 미스트가 분사되기 전에 불안정한 유동을 안정화시키는 역할을 수행함.

5) L_o 구간이 없는 경우 분사구에서 큰 난류가 발생했으며 유효한 타겟 크기 내에 에너지를 집적시킬 수 있는 분사구 형상 도출이 필요함.

본 연구는 대략적인 노즐 팁 형상에 대한 결과 분석을 위해 모델 간 설계 파라미터의 수치를 다소 극단적으로 설정했다. 이후에 본 연구의 결과를 통해 분사 성능을 높일 수 있는 설계 파라미터 간의 비율을 다양하게 설정하여 CFD를 통해 상세히 분석할 필요가 있다. 또한 실제 실험결과를 통해 해석 결과에 대한 파라미터 튜닝 과정을 추가로 수행하는 것이 필요하며 점성을 고려하지 않고 생리식염수만을 가정하였기 때문에 실제로

바이오 필름을 제거하기 위해 사용되는 세척액의 계면활성제나 항바이오 필름 기술이 포함된 창상 및 피부 관리용 향균 용액을 고려한 점성을 해석 조건에 추가하여 연구할 필요가 있다.

ACKNOWLEDGEMENT

본 연구는 2023년도 식품의약품안전처 연구개발비(No. 22183MFDS367)와 2021년도 중소벤처기업부의 기술개발사업(No. S3142549)의 지원에 의해 수행되었으며 이에 감사드립니다.

REFERENCES

- Murphy, C., Atkin, L., Swanson, T., Tachi, M., Tan, Y. K., de Ceniga, M. V., Weir, D., Wolcott, R., Āernohorská, J., Ciprandi, G., Dissemond, J., James, G. A., Hurlow, J., Martínez, J. L. L., Mrozikiewicz-Rakowska, B., Wilson, P., (2020), Defying hard-to-heal wounds with an early antibiofilm intervention strategy: wound hygiene, *Journal of Wound Care*, 29(Sup3b), S1-S26.
- Swanson, T., Angel, D., Sussman, G., Cooper, R., Haesler, E., Ousey, K., Carville, K., Fletcher, J., Kalan, L., Keast, D., Leaper, D. J., Schultz, G., Black, J., Call, E., (2016), Wound infection in clinical practice: principles of best practice, *Wounds International*.
- Murphy, C. A., Houghton, P., Brandys, T., Rose, G., Bryant, D., (2018), The effect of 22.5 kHz low-frequency contact ultrasound debridement (LFCUD) on lower extremity wound healing for a vascular surgery population: a randomised controlled trial, *International Wound Journal*, 15(3), 460-472.
- Kotronis, G., Vas, P. R., (2020), Ultrasound devices to treat chronic wounds: the current level of evidence, *The International Journal of Lower Extremity Wounds*, 19(4), 341-349.
- Ennis, W. J., Formann, P., Mozen, N., Massey, J., Conner-Kerr, T., Meneses, P., (2005), Ultrasound therapy for recalcitrant diabetic foot ulcers: results of a randomized, double-blind, controlled, multicenter study, *Ostomy Wound Management*, 51(8), 24-39.
- Escandon, J., Vivas, A. C., Perez, R., Kirsner, R., Davis, S., (2012), A prospective pilot study of ultrasound therapy effectiveness in refractory venous leg ulcers, *International Wound Journal*, 9(5), 570-578.
- Wiegand, C., Bittenger, K., Galiano, R. D., Driver, V. R., Gibbons, G. W., (2017), Does noncontact low-frequency ultrasound therapy contribute to wound healing at the molecular level?, *Wound Repair and Regeneration*, 25(5), 871-882.
- Medscape, Wound irrigation. <https://emedicine.medscape.com/article/1895071-overview?form=fpf>
- Rajan, R., Pandit, A. B., (2001), Correlations to predict droplet size in ultrasonic atomization, *Ultrasonics*, 39(4), 235-255.
- Lang, R. J., (1962), Ultrasonic atomization of liquids, *The Journal of the Acoustical Society of America*, 34(1), 6-8.
- Weir, D., Swanson, T., (2019), Ten top tips: wound cleansing, *Wounds International*, 10(4), 8-11.
- Rodeheaver, G. T., Ratliff, C. R., (1997), Wound cleansing, wound irrigation, wound disinfection, in *Chronic Wound Care: The Essentials*, 5 Rodeheaver and Ratliff, Krasner, D. L., (Ed.), HMP Communications.
- Lammers, R. L., Hudson, D. L., Seaman, M. E., (2003), Prediction of traumatic wound infection with a neural network-derived decision model, *The American Journal of Emergency Medicine*, 21(1), 1-7.



Seung Hyeok Jung

M.S. candidate in the Department of Regulatory Science for Medical Device, Graduate School, Dongguk University. His research interest is medical device and computer modeling & simulation
E-mail: gun2730@naver.com



Jong Hyeok Jeon

Senior researcher in the Biounit Co., Ltd. His research interest in medical device.
E-mail: jhjeon3459@biounit.co.kr



Ji Yeong Won

Chief researcher in the Biounit Co., Ltd. Her research interest in medical device.
E-mail: wonjyungk@gmail.com



Sung Min Kim

Professor in the Department of Biomedical Engineering, Dongguk University. His research interest is medical device development and medical device regulatory science.
E-mail: smkim@dongguk.edu



Hong Seok Lim

Research professor in Research Institute for Commercialization of Biomedical Convergence Technology, Dongguk University. His research interest is development of surgical instruments and surgical robots.
E-mail: limit75@naver.com