

<학술논문>

DOI:10.3795/KSME-A.2010.34.11.1595

ISSN 1226-4873

유체-구조 상호작용기법을 이용한 일회용 약물주입기의 성능 해석 및 최적 설계

김헌영*† · 김학진*

* 강원대학교 기계의용공학과

Numerical Analysis and Optimum Design of Disposable Drug Infuser Using Fluid-Structure Interaction Technique

Heon Young Kim*† and Hak Jin Kim

* Dept. of Mechanical and Biomedical Engineering, College of Engineering, Kangwon National Univ.

(Received March 12, 2010 ; Revised September 1, 2010 ; Accepted September 14, 2010)

Key Words: Disposable Drug Infuser(일회용 약물주입기), Fluid-Structure Interaction(유체-구조상호작용), Taguchi Methods(다구찌법)

초록: 본 논문은 유체-구조 상호작용기법을 활용하여 약물을 일정하게 공급할 수 있는 약물주입기의 성능을 예측하고 이를 바탕으로 탄성체 구조의 최적 설계안을 제안한다. 탄성체 약물주입기는 지속적인 약물치료를 필요로 하는 재택환자에게 일정하고 안정된 속도로 약물을 주입하기 위해 개발되었으며, 약물을 수용하는 탄성체의 회복력을 이용하여 일정시간 동안 지속적으로 약물을 공급하는 장치이다. 기존의 탄성체 약물주입펌프는 약물의 잔여량에 따라 주입 압력이 변하고, 약물의 주입량이 시간이 지남에 따라 감소하는 문제점이 있다. 이를 해결하기 위하여 약물이 주입되고 배출되는 전 단계에 걸쳐 일정한 압력을 유지하도록 기구부를 최적설계하고, 유한요소해석 및 실험을 통해 성능을 검증하였다.

Abstract: A disposable drug infuser is used to provide drugs to patients who are not hospitalized; in this infuser, an elastic recovery force is exerted by a diaphragm made of a rubber-like materialsuch that a constant amount of drugs is provided to a patient. The drug infuser has to control the speed and amount of drugs to be released, as well as the overall duration for which they are to be administered. However, in a drug infuser with an elastic diaphragm, the infusion pressure depends on the amount of drug remaining within the infuser, and the amount of drug infused gradually decreases as the amount remaining in the infuser decreases. In this study, a finite element procedure involving the application of the fluid-structure interaction technique was developed and the performance of the elastic type disposable drug infuser was analyzed. The optimum design for ensuring that the infusion pressure remains constant throughout the duration of usage, including during infusion and discharge, was determined by this procedure.

- 기호설명 -

C : 댐핑 행렬	(kg/s)	ν : 성분 속도	(m/s)
F : 힘 벡터	(N)	q : 열유량	(W/m ³)
f^B : 유체의 체적력 벡터	(N/m ³)	t : 시간	(m)
K : 강성 행렬	(kg/s ²)	d_f : 유체의 변위	(m)
M : 질량 행렬	(kg)	d_s : 고체의 변위	(m)
V : 속도 벡터	(m/s)	n_f : 유체의 수직 단위 벡터	
R : 외부 부하 벡터	(N)	n_s : 고체의 수직 단위 벡터	
U : 변위 벡터	(m)	ρ : 밀도	(kg/m ³)
E : 비에너지	(m ² /s ²)	τ_f : 유체의 응력 텐서	(N/m ²)
		τ_s : 고체의 응력 텐서	(N/m ²)
		α_i, μ_i : Ogden 재료 상수	

† Corresponding Author, khy@kangwon.ac.kr

© 2010 The Korean Society of Mechanical Engineers

1. 서 론

약물주입기(drug infuser)는 만성질환, 통증치료 등 지속적으로 약물을 투여 받아야 하는 환자들에게 사용되며, 약물이 일정기간 동안 일정하게 배출되어야 한다. 약물을 배출하는 방법에 따라 전기기계식과 탄성체 방식이 있다.⁽¹⁾ 전기기계식의 경우, 전자식 유량제어를 통하여 약물의 주입속도를 일정하게 유지할 수 있는 장점이 있으나 고가이고 기계장치의 무게와 크기로 인해 사용자의 활동이 제한되는 단점을 가지고 있다.⁽²⁾ 탄성체 방식은 특별한 유량제어장치를 사용하지 않고 약물저장장치의 탄성복원력을 이용하여 약물을 배출하는 방식으로 가격이 저렴하고 사용이 간편하다는 장점이 있으나 약물저장장치의 내부 압력 변화에 의해 약물 주입속도가 감소하는 단점이 있다. 탄성체 방식의 기존 제품은 약물 저장장치의 탄성력을 높여서 압력을 증가시키고, 일정한 유속을 확보할 수 있도록 보조기구를 설치하였다. 이러한 탄성체 방식은 약물 저장장치의 모양에 따라 내부의 압력이 어떻게 변하는지에 대한 예측이 어렵기 때문에 대부분 장시간의 시행착오 끝에 제작되었으며, 제품 개발을 위해 상당한 비용과 시간이 소요되었다.⁽³⁾ 개발 비용을 줄이기 위한 방법으로 유체의 힘과 흐름을 해석할 수 있는 기존의 전산 모의실험 기법이 설계에 적용된 바 있으나, 실제 제품은 탄성체와 유체 그리고 기구부가 복합적으로 이루어져 있으므로 모의실험 결과는 실제 제품의 특징을 반영하지 못했다.

본 연구에서는 유체-고체 상호작용 기법을 활용하여 기존 제품을 모사할 수 있는 전산해석을 통하여 기존 약물주입기의 성능을 평가하였으며, 기존 제품의 짧은 사용시간 및 일정치 않은 약물주입량의 문제점을 확인하였다. 이러한 문제점을 보완하기 위한 방법으로 약물주입기의 형태, 주입구의 직경 및 모양, 탄성체의 초기 신장을 변수로 정하고 다구찌법(Taguchi method)을 실시하였으며, 각 변수가 탄성체의 내부 압력 및 주입량의 변화에 미치는 영향을 파악하여 긴 시간 동안 일정한 유량을 공급할 있는 제품의 최적 설계를 도출하였다. 이를 활용하여 시제품을 제작하였으며, 실험을 통해 전산해석결과를 검증하였다.

2. 유체-구조 상호작용기법

약물주입기는 약물을 충전시키면 약물을 담은 탄성체가 팽창을 하고, 팽창된 탄성체의 복원력에 의해 약물이 배출되는 구조로 되어있다. 이러한 문제를 풀기위하여 유체-구조 상호작용 기법을 사용하였다. 본 연구에서는 유체의 유동 문제를 풀기 위하여 식 (1)~(3)과 같이 연속방정식, 운동방정식, 에너지방정식을 사용하였다. 유체-구조 상호작용기법에서 유체방정식은 구조물의 변형에 기인하기 때문에 유체 경계에서의 격자가 유체의 입자를 따라 움직이는 이동 격자를 사용하여 유체방정식을 계산하였다.^(4,5) 이러한 일련의 과정들은 상용코드인 ADINA 8.5를 사용하여 진행하였다.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho v) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \rho V}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho VV - \tau) = f^B \quad (2)$$

$$\frac{\partial \rho E}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho VE - \tau \cdot V + q) = f^B \cdot V + q^B \quad (3)$$

고체영역의 경우, 비선형 해석의 평형방정식은 아래와 같다.⁽⁵⁾

$$M^{t+\Delta t} \ddot{U} + C^{t+\Delta t} \dot{U} + {}^t K U = {}^{t+\Delta t} R - {}^t F \quad (4)$$

유체-구조 경계면에서의 유체와 고체의 변위 및 압력은 같으므로 다음과 같이 표현할 수 있다.⁽⁶⁾

$$d_f = d_s \quad (5)$$

$$n_f \cdot \tau_f = n_s \cdot \tau_s \quad (6)$$

따라서 유체방정식을 풀어 유체의 속도 및 압력 등을 구하고, 이 값들을 경계조건으로 하여 유체-구조 경계면에서 풀면 고체의 평형방정식을 풀 수 있다. 이러한 과정을 반복함으로써 유체의 유동 및 고체의 거동을 동시에 확인할 수 있다.

3. 약물주입기의 성능해석

3.1 3차원 CAD 모델 및 유한 요소 모델

Fig. 1과 같이 국내에 시판되는 제품 두 개를 선정하여 역설계 방식을 통해 기하학적 데이터를 측정하였다. 측정된 형상을 토대로 Fig. 2와 같이

3차원 CAD 모델을 구축하였다. 유한 요소는 Hypermesh를 이용하여 생성하였고 유체에 해당하는 부분은 Fig. 3에 도시하였다.

3.2 유체와 구조물의 재료데이터

실제실험에서 약물은 물로 대체되기 때문에 유체의 물성은 상온(20°C)의 물을 사용하였고, 밀도, 점성계수는 Table 1에 나타내었다.

약물주입기 내부에 사용되는 플라스틱 구조물은 사용 시 변형이 없기 때문에 강체로 가정하였으며, 실리콘은 비압축성 초탄성 모델로 가정하였다. 초탄성 재료 모델은 식 (7)과 같은 Ogden 형태의 변형률 에너지 포텐셜 방정식을 사용하였다.

$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (7)$$

시제품 제작 시 사용될 실리콘을 단축 인장시험을 통해 응력을 측정하고, 유한요소해석을 위해 측정된 응력-변형률 데이터를 Fig. 4와 같이 curve-fitting하여 재료상수를 구하였다. 이는 Table 2에 제시하였다.⁽⁷⁾

3.3 경계조건

Benchmarking model1은 유체가 유입이 되면서 내부의 구조물을 이동시키고 확보된 공간에 다시 유체가 유입되고 이어서 실리콘을 팽창시키는 구조를 지닌다. 이러한 구조물의 특성으로 인해 유체영역의 요소가 이동을 하면서 팽창을 하게 되어 급격한 변형을 일으키게 된다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 동일한 유체를 두 개의 영역으로 분리하고 한쪽의 유체가 다른 유체의 경계를 미끄러지도록 Fig. 5에서 같이 sliding mesh기법을 사용하였다.

Benchmarking model2는 유체를 유입하기 전에 플라스틱 기구부를 사용하여 실리콘을 팽창시키고 이를 통해 탄성복원력을 증가시키는 형태를 하고 있다. 이를 구현하기 위하여 실리콘에 기구부를 장착하여 실리콘에 초기 신장을 주는 해석을 유체-구조 상호작용기법과 동시에 진행하였다. Fig. 5와 같이 구조물을 이동시킨 후 약물의 주입/배출 해석을 진행하였다.

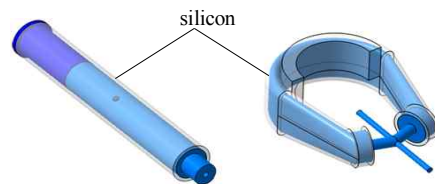
두 모델의 성능을 비교하기 위하여 동일한 압력으로 실리콘 주머니에 약물을 충전 시킨 후 일정 시간 동안 배출되는 유체의 유량을 측정하였

다. 유체의 경계조건은 Fig. 3에서 표시한 바와 같이 약물 주입 시 약물주입기의 입구에서 일정 시간동안 0.3 MPa의 압력에 도달하도록 설정하였다. 약물 배출의 경우, 약물주입기 입구의 압력을 0 MPa로 입력하여 팽창했던 유체가 실리콘의 탄성복원력에 의해 배출되도록 설정하였다.



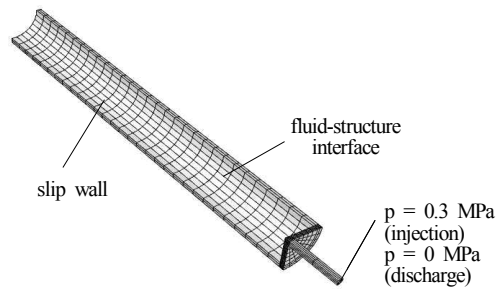
(a) BM1 (b) BM2

Fig. 1 Drug infuser

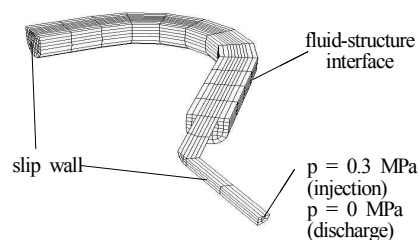


(a) BM1 (b) BM2

Fig. 2 3D CAD data of benchmarking models



(a) BM1



(b) BM2

Fig. 3 F.E. models for fluid

3.4 해석 결과

Benchmarking model1의 약물 배출 초기 유량은 3.658 ml/hr이고 36시간 후 배출이 끝나는 시점의 배출량은 1.91 ml/hr로서 52% 정도 유량의 감소가 발생하였다.⁽⁸⁾ 유동해석 결과, 해석 기법 상으로 실제 기구부의 구현이 어렵기 때문에 초기에는 차이가 나는 것으로 판단된다. 중반부터는 비슷한 양상을 보였으며, 실제제품의 성능 시험과 유동 해석의 비교는 Fig. 6에서 확인할 수 있다. Benchmarking model2의 유동 해석 결과, Fig. 6에서처럼 약물 배출유량은 20시간까지는 일정하게 유지되나 그 이후 급격히 줄어드는 것을 확인할 수 있다. model2의 변형 양상은 Fig. 7과 같다.

3.5 토의 및 제안

기존 제품의 표기상 성능은 대기 중에서 2 ml/hr의 유량이 50시간 지속되는 것이지만 해석 결과 및 실험값에 나타나는 것처럼 40시간 정도의 사용시간만을 가진다. 또한 benchmarking model1의 경우 약물이 거의 배출되는 시점에는 급격하게 유량이 줄어드는 것을 확인할 수 있다. 이 모델은 기구부와 실리콘의 끝단이 연결되어 있는 모델로서 실리콘의 탄성회복 시 기구부가 하강하여 잔여 약물을 배출시키는 구조로 되어있다. 이러한 구조의 특징으로 인하여 배출의 후반부에 급격한 유량의 변화가 있는 것으로 판단된다.

Benchmarking model2의 경우는 약물을 보관하기 전에 실리콘에 장력을 가하여 스트레치 상태를 만들어 놓은 구조로서 benchmarking model1에 비하여 배출 초반, 중반까지는 일정한 유량을 유지하는 것을 확인할 수 있다. 하지만 지속되는 시간이 짧으며, 후반부에는 유량의 변화가 심해지는 것을 확인할 수 있다.

Monique Ackermann의 연구⁽⁹⁾에서 탄성체 방식의 약물주입기는 튜브(tube)형과 구(sphere)형이 있고 이들의 시간에 따른 유량 측정 데이터는 Fig. 8과 같다. 목표유량인 5 ml/hr을 기준으로 하여 구형의 약물주입기가 튜브형에 비해 목표유량에 근접하고 10시간 정도 더 오래 사용할 수 있는 것을 확인할 수 있다. 약물주입기의 형태별 특징은 Table 3, 4에 정리하였다.

본 논문에서는 약물 배출 후반의 급격한 변화를 방지하기 위하여 기구부를 사용하지 않는 방안을 강구하기로 하였다. Monique Ackermann의 연구에 따르면 실리콘의 형태에 따라 약물 배출 시

간이 다른 것을 확인할 수 있다. 또한 기존 제품의 해석 결과 실리콘에 장력이 걸려있는 경우 일정한 유량을 유지할 수 있음을 확인하였다.

이를 바탕으로 하여 본 논문에서는 약물주입기의 충분한 사용시간 및 일정한 유량의 배출을 확보하기위하여 사용시간이 긴 구형의 형태이면서 실리콘에 장력을 가할 수 있는 형태의 약물주입기를 Fig. 9와 같이 제안하고 이를 검증하기 위하여 실험계획법을 실시하였다.

Table 1 Properties of water

Variables	Value
Density	998.2 kg/m ³
Viscosity	1.002e-003 N · s/m ²

Table 2 Fitting parameters of silicone

	1	2	3	4
μ_j (MPa)	0.367007	0.465108	-0.11703	0.032273
α_j	0	1	2	3

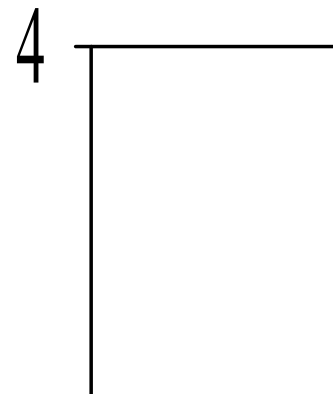


Fig. 4 Fitting the Ogden model using uniaxial tension

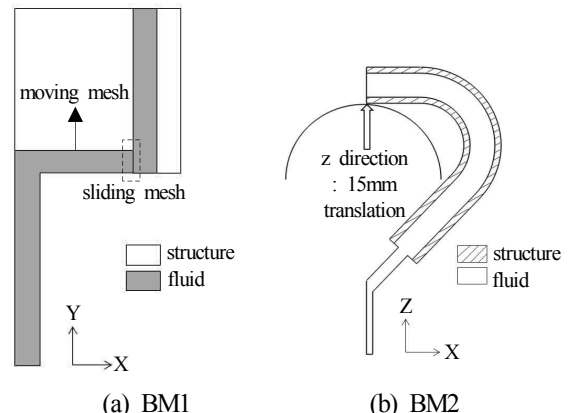


Fig. 5 Boundary conditions of benchmarking models

Table 3 Performance comparison by product

	BM1	BM2
Duration time [hr]	36	32
Flow rate in the last 10 hours	inadequate	fine

Table 4 Performance comparison by shape

	Tube	Sphere
Duration time[hr]	16	19

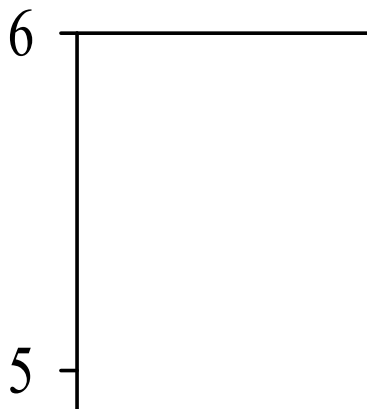


Fig. 6 Comparison of experiment and simulation

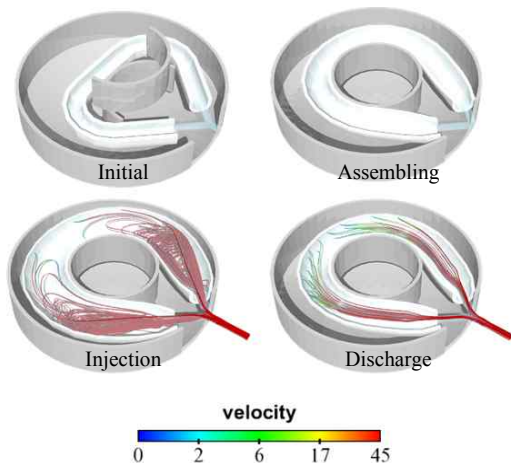


Fig. 7 Deformed shape & velocity of fluid

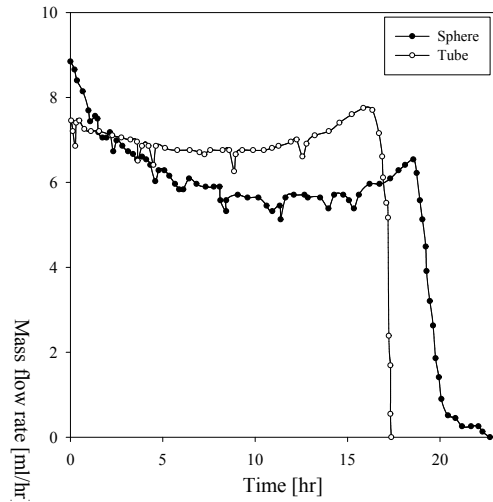


Fig. 8 Comparison of mass flow rate by type



Fig. 9 Design proposal for drug infuser

4. 실험계획법

4.1 다구찌법

효과적인 실험의 실시 및 데이터의 분석을 위한 실험계획법 중의 하나인 다구찌 방법은 종래의 제어 불가능한 환경 조건이나 제어하기 어려운 기계적 오차 등의 잡음 인자들로 인하여 중요한 요인들이 데이터에 끼치는 정도를 정확하게 파악하기 어려웠던 점을 객관적이고 계량적으로 평가하기 위하여 제시되어진 방법이다. 이를 이용하여 본 연구에서는 약물주입기의 일정한 유량 배출을 목표로 삼고 처음 배출 시의 유량과 일정 시간이 경과했을 때의 유량의 차이가 최소화가 되는 경우를 최적 설계의 기준으로 선정하였다.

특성치에 따라 망목(nominal-is-best), 망소(smaller-the-better), 망대(larger-the-better) 특성으로 나누어진다. 본 연구의 목적은 약물주입기의 유량변화를 작게 하는 것이기 때문에 망소 특성을 사용하였고, 이때의 SN비는 식 (8)과 같이 계산되어진다.

$$SN\ ratio = -10 \log \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i^2 \right] \quad (8)$$

4.2 변수설계

제품의 성능은 각종 설계 인자에 의해 좌우된다. 설계변수가 적은 경우, 실험이나 해석을 통해 각 변수의 영향을 고찰할 수 있지만 설계변수가 많은 경우 각 변수의 영향을 사전에 파악하는 것이 어렵다. 다구찌법은 설계 변수가 많은 경우에도 실험회수를 증가시키지 않고 통계적인 데이터 분석을 통해 설계변수를 설정하는 강건 설계의 중요한 도구로서 사용된다. 제어 인자로는 앞선 제안에 따라 탄성체의 형태, 주입구의 직경 및 모양, 탄성체의 초기 신장 여부를 선정하였다. 이는 Fig. 10에 도시하였다.

4.3 인자수준 및 직교 배열표

인자수준은 유무와 크기 및 형태 등을 고려하여 2수준으로 결정하였다. 2수준계 4인자 실험에 해당하는 L8의 직교 배열표를 사용하여 해석을 진행하였다. 사용된 직교 배열표는 Table 5와 같다.

4.4 실험 방법

본 연구의 목표는 전산해석을 통해 실제제품의 성능을 파악하고 최적화된 설계안을 제시하는 것이기 때문에 실험은 전산해석으로 대체하였다. 제어인자가 약물주입기의 성능에 미치는 영향을 파악하기 위해 아래의 직교배열표에 따른 해석을 수행하였다. 평가 방법은 시간에 따라 일정한 유량의 배출이 목표이므로 초기 배출량과 일정 시간 이후의 배출량의 차이가 적을수록 좋은 특성을 가지는 망소 특성을 사용하였다.

4.5 실험 결과 분석

L8의 직교 배열표를 이용한 전산해석의 결과값과 SN비의 값은 Table 5와 같다. 이 SN비의 각 인자별 수준의 평균을 구해보면 Table 6과 같고, A와 C인자에 비해 B와 D인자의 영향성 매우 큼을 확인할 수 있다. 또한 각 인자 간의 상호작용은 없음을 확인하였다.

이를 통해 B, D가 주요 인자이고 SN비가 가장 높은 실험 6에 해당하는 A₂B₁C₂D₁이 유량의 변화를 최소화하는 최적설계 조건임을 알 수 있다.

이를 토대로 최적설계 조건을 기술하면 아래와 같다.

- 배출구의 직경이 클수록
- Shell형태의 탄성체(약물주머니)를 사용

- 배출구의 모양이 일자
- 탄성체의 초기 신장이 있음

5. 시제품제작 및 성능평가

본 연구에서는 약물 주입기 시제품의 배출량을 최소 2 ml/hr 이상으로 하고 유량의 감소폭이 작은 것을 목표로 한다. 상용 약물주입기의 유동해석을 통해 전산해석프로세스를 확립하였고, 이를 바탕으로 새로운 약물주입기를 제안하였다. 실험 계획법을 실시하여 제안된 약물주입기를 검증하고 최적설계안을 도출하였다. 도출된 설계안을 토대로 Fig. 11과 같이 시제품을 제작하였으며, 앞서 전산해석을 실시하였고 이는 Fig. 12를 통해 확인할 후 있다.

5.1 실험

제작된 약물주입기의 유량 및 내부압력을 측정하기 위하여 Fig. 13과 같이 미세 전자저울을 사용하여 약물배출량을 실시간으로 측정하였고, Fig. 14처럼 혈압측정기를 사용하여 약물주입기의 내부압력을 측정하였다.

5.2 해석과 실험 결과의 비교

시제품 실험 결과, 약물을 2 ml/hr 이상 배출할 수 있는 시간은 45시간 정도 이고 이때의 평균 유량은 2.95 ml/hr이다. 이에 해당하는 구간에서 전산해석의 경우 3.14 ml/hr의 평균 유량을 나타내었다. 실험과 전산해석의 평균 유량 오차는 약 6%정도이고 시간에 따른 변화량은 Fig. 15와 같다.









Factor A : Diameter		Factor B : Type	
2mm 	3mm 	shell 	tube 
Factor C : Shape of inlet		Factor D : Tension	
			

Fig. 10 Control factor



Fig. 11 3D model and prototype

Table 5 Inner orthogonal array

L8	Control factor			
	A	B	C	D
1	1	1	1	1
2	1	1	2	2
3	1	2	1	2
4	1	2	2	1
5	2	1	1	2
6	2	1	2	1
7	2	2	1	1
8	2	2	2	2

Table 6 SN ratio

L8	Response	SN ratio
1	9.73e-01	2.5010
2	8.49e-01	-1.1789
3	7.63e+00	-13.2003
4	1.49e+00	-7.5971
5	6.17e-01	0.0728
6	8.69e-01	5.6760
7	1.54e+00	-6.3455
8	4.12e+00	-10.0253

Table 7 Average SN ratio for each level

	A	B	C	D
1	-4.869	1.768	-4.243	-1.441
2	-2.656	-9.292	-3.281	-6.083

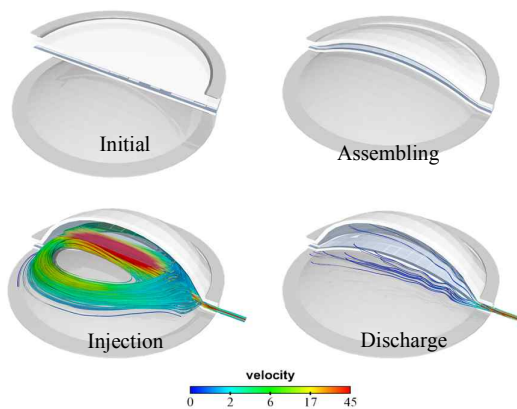


Fig. 12 Deformed shape & velocity of fluid



Fig. 13 Mass flow measuring equipment



Fig. 14 Pressure measuring equipment

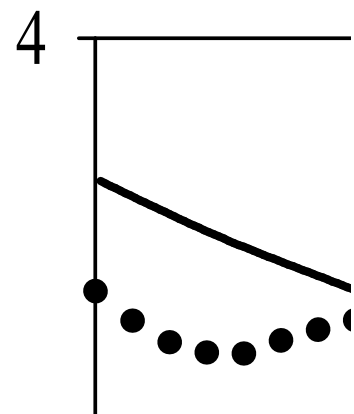


Fig. 15 Comparison of experiment and simulation

약물주입기의 내부 압력은 Fig. 16과 같고 내부의 약물량이 100 ml에서 시작하여 25 ml씩 감소할 때의 압력을 측정하여 나타내었다. 실험의 측정 결과 평균 압력은 71 mmHg이고 전산해석의 경우 72.5 mmHg이고 오차는 2.1%이다. 전산해석과 실험의 결과가 거의 차이가 없음을 확인하였다. 기존 제품과 시제품의 비교 결과, Fig. 17과 같이 목표유량 2 ml/hr 이상에 10시간 정도 늘어난 사용시간을 확보할 수 있었다.

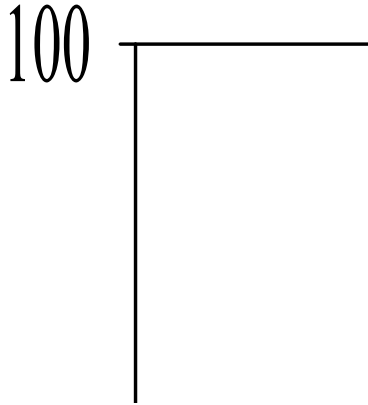


Fig. 16 Comparison of experiment and simulation

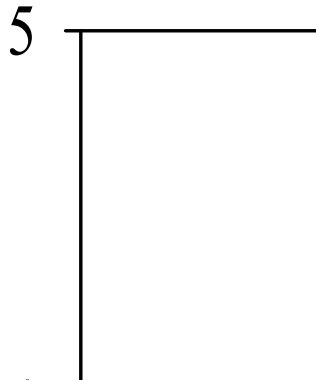


Fig. 17 Comparison of BM1/prototype

6. 결론

본 논문에서는 약물주입기의 전산해석 시 유체와 고체를 따로 계산하던 기존 연구방법의 한계를 극복하고자 유체-구조 상호 작용 기법을 사용해 유체와 고체를 연동하여 계산하는 전산해석을 수행하였다. 이러한 연구 결과로서 기존 약물주입기의 성능을 모사할 수 있는 전산해석 기법을 확인할 수 있었다. 또한, 유체-구조 상호 작용 기법을 활용하여 전산해석을 통한 약물주입기의 성능평가가 가능함을 확인하였다.

기존 제품의 경우 35시간 이후에 급격한 유량 감소가 일어나는 것을 확인하였다. 이러한 문제점을 극복하고자 새로운 약물주입기를 설계하였고, 탄성체의 형태 및 신장 여부, 약물 배출구의 형상 등을 인자로 선택하여 실험계획법을 실시하였다. 이를 통해 최적의 설계안을 도출하였고, 도

출된 설계안을 토대로 시제품을 제작하였으며, 측정을 통해 전산해석의 정확성을 검증하였다. 시제품의 경우, 급격한 유량 감소가 없었으며, 기존 제품의 사용시간 대비 20시간 늘어난 것을 확인하였다.

시제품의 제작 및 성능 평가를 통하여 유체-구조 상호작용 기법을 활용한 전산해석의 타당성을 검증하였고, 이러한 연구를 바탕으로 약물주입기의 개발 시간 및 비용의 단축이 기대된다. 또한, 유체와 고체가 연동되는 다양한 분야에 응용되어 설계기술을 발전시킬 것으로 기대된다.

참고문헌

- (1) Skokal W. A., 1997, "Infusion Pump Update," RN 60, pp.35~38.
- (2) Dorr R. T., Trinca C. E., Griffith K., Dombrowsky P. L. and Salmon S. E., 1979 "Limitations of a Portable Infusion Pump in Ambulatory Patients Receiving Continuous Infusions of Anticancer Drugs," *Cancer Treat Rep*, No.63, pp.211~213.
- (3) Nam, S. B., Chang, C. H., Rhee, H. D. and Lee, Y.-W., 2002, "Clinical Application of Gas Forming Infusion Pump for Intravenous Postoperative Pain Control," *The Korean Pain Society*, pp.190~197.
- (4) Munson, B. R., Young, D. F. and Okiishi, T. H., 2006, "Fundamentals of Fluid Mechanics," pp.319~369.
- (5) ADINA R&D, 2008, "Theory and Modeling Guide," Vol.1, pp.615~627.
- (6) Degroote, J., Bathe, K.-J. and Vierendeels, J., 2008, "Performance of a New Partitioned Procedure Versus a Monolithic Procedure in Fluid - Structure Interaction," *Computers and Structures*, Vol.87, pp.793~801.
- (7) Li, C. and Lua, J., 2009, "A Hyper-Viscoelastic Constitutive Model for Polyurea," *Materials Letters*, Vol.63, pp.877~880.
- (8) Ilfeld, B. M., Morey, T. E. and Enneking, K. F., 2003, "Portable Infusion Pumps Used for Continuous Regional Analgesia: Delivery Rate Accuracy and Consistency," *Regional Anesthesia and Pain Medicine*, Vol.28, No.5, pp.424~432.
- (9) Ackermann, M., Maier, S., Ing, H. and Bonnabry, P., 2007, "Evaluation of the Design and Reliability of Three Elastomeric and One Mechanical Infusers," *Journal of Oncology Pharmacy Practice* Vol. 13, No.2, pp.77~84.