

녹내장 치료용 능동형 압력조절밸브(Implant) 모델링 및 설계

배병훈[†] · 김낙훈^{**} · 이 연^{***} · 기홍석^{***} · 김선호^{***} · 박기환^{*}

(2000년 7월 21일 접수, 2001년 3월 16일 심사완료)

Modeling and Design of an Active Pressure Regulating Valve(Implant)

Byunghoon Bae, Nakhoon Kim, Yeon Lee,
Hongseok Kee, Seonho Kim and Kyihwan Park

Key Words: Glaucoma(녹내장), IOP(안압), Glaucoma Implant(녹내장 치료용 삽입기구), Valve Actuator(밸브 액추에이터)

Abstract

Glaucoma is an eye disease which is caused by abnormal high IOP (Intra Ocular Pressure). High IOP is caused by the aqueous humor which is produced consistently but not drained due to malfunction of the trabecular system which has a role of draining the aqueous humor into the venous system. Currently, there are three methods to treat glaucoma - using medicines, surgical operation, and using implant device. The first and second methods are not long acting, so the use of implants is increasing in these days in order to drain out the aqueous humor compulsory. However, though conventional implants have a capability of pressure regulation, they cannot maintain IOPs desired for different patients, and too much aqueous humor are usually drained, to cause hypotony. To solve these problems, it is needed to develop a new implant which is capable of controlling the IOP actively and copes with personal difference of patients. An active glaucoma implant consists of the valve actuator, pressure sensor, controller, and power supply. In this paper, firstly, we make an analysis of the operation of a conventional implant using a bond graph and show defects and limitations of the conventional valve analytically. Secondly, we design and analyze a valve actuator considering actuation principles, resistance elements, control methods, and energy sources focused on power saving problem. Finally, using simulations the possibility of the proposed valve actuator is investigated.

1. 서 론

안구 안에서는 방수라고 불리는 액체가 끊임없이 생성되고 있어서 안구는 이 방수에 의한 IOP(Intra Ocular Pressure, 안압)로 그 모양을 유지

하고 있다고 할 수 있다. 방수는 후방안(posterior chamber)옆의 동맥 모세혈관의 일종인 processus ciliares에서 생성되어 동공을 통하여 전방안(anterior chamber)으로 흘러들어 온 후, trabecular system을 통하여 구석의 슐렘씨관(Canal of schlemm)으로 조금씩 빠져나간다. 마지막으로 슐렘씨관에서 공막을 거쳐서 정맥으로 흡수되게 된다. 녹내장은 이러한 방수 배출부분의 고장이나 너무 많은 방수의 생성으로 인한 과도한 안압에 의해 유발되는 질병이다.⁽¹⁾

정상 안압의 경우 2250Pa(17mmHg) 정도이나

[†] 책임저자, 회원, 광주과학기술원 기전공학과

E-mail : hoon@kjst.ac.kr

TEL : (062)970-2391 FAX : (062)970-2384

^{*} 회원, 광주과학기술원 기전공학과

^{**} 광주과학기술원 기전공학과

^{***} 이 연 안과병원

녹내장이 심한 경우에 8000~9000Pa까지 이르기
도 한다. 이러한 과도한 안압은 시신경의 손상이
나 파괴를 유발하여 초기에는 시력감퇴로, 결국
에는 시력상실을 유발하게 되는 것이다. 미국 내
에서는 년 150만 명 정도가 녹내장 수술을 받고
있고 녹내장 환자도 매년 증가하고 있는 추세이
다. 국내에서도 대학병원에서 많은 수술이 이루
어지고 있으나 녹내장 관련 수술은 과거 30-40년
동안 삽입용 기구(implant)나 수술방법에서 혁신
적인 발전이 없는 실정이다. 특히 앞으로 환경문
제로 인한 안구질환은 더욱 더 늘어날 전망이므
로 40대 이상에서 발생하는 녹내장의 발생빈도는
더욱 더 높아질 것으로 예상된다.

녹내장의 치료방법은 약물을 이용하는 방법,
레이저 시술, 섬유주절제술과, 삽입기구를 통한
수술요법이 있는데, 앞의 3가지 방법은 치료효과
가 길지 못하고, implant를 이용하는 방법이 반영
구적인 방법으로, 수술요법에 사용되는 implant는
아메드 밸브와 몰테노(Molteno) implant 등이 있
다.⁽⁷⁾

이러한 implant들은 안압을 조절하기 위해 유체
저항요소인 실리콘 튜브나 박막을 이용하여 어느
일정한 압력으로 유지시킨다. 그러나, 고정된 유
체 저항요소로 인해 환자들마다 다른 안구 상태
와는 무관하게 일방적으로 작동되어 정상안압을
계속 유지시키지 못하는 문제점을 가지고 있으
며, 대부분의 경우, 방수가 필요이상으로 많이 유
출되어 저안압 현상(hypotony)을 일으키며, 방수
가 빠져나가는 전방(anterior chamber)의 협착을 가
져오게 되어, 또한 시력상실의 원인이 된다.^(6~8)
그리고 오랜 사용 후에는 관에 섬유질의 점착
(fibrosis)으로 인한 유로 단면적의 감소로 방수가
잘 흐르지 않는 문제점도 생겨 1-2 년마다 재수
술을 해야되는 단점도 가지고 있다. 이외에도 부
피가 커서 수술시 환자에게 심리적으로 불안을
줄 수 있다. 이런 문제점을 개선하기 위해
implant의 크기가 더 작아져야 하며 환자들간의
개별적인 차이에도 대응할 수 있도록 하는 능동
적이면서도 수술의 간편성을 도모할 수 있는
implant를 개발해야 할 필요가 있다.

능동형 압력조절밸브는 안구 내부의 압력의 측
정을 위한 압력 센서, 안압을 조절하기 위한 밸
브액추에이터, 압력차가 발생했을 때 밸브액추에
이터를 작동하게 하는 제어기와 전기적인 에너지

를 공급하는 전원부(battery)의 4가지 요소로 구성
되어진다. 용어의 통일을 위해서, 압력조절밸브는
implant 전체를 지칭하는 것으로, 밸브 액추에이
터는 implant 중 밸브부분을 지칭하는 것으로 한
다.

본 논문에서는 능동형 압력조절밸브의 설계를
위해 기존 아메드밸브의 모델링을 통한 해석과
이를 바탕으로 밸브 액추에이터의 설계요구 조건
이 되는 구동방법, 유체저항요소의 선정, 제어방
식, 에너지공급원에 대해서 고찰한다. 이를 바탕
으로 밸브 액추에이터를 제안하고 모델링한 후
최적설계를 수행한다. 끝으로 최적설계한 밸브
액추에이터의 성능을 시뮬레이션을 통하여 검증
한다.

2. 아메드밸브의 모델링

Fig. 1은 최종적으로 구성하려는 능동형 압력조
절밸브의 개요도로서 압력 센서, 밸브 액추에이
터, 제어기, 전원부로 구성되어 있다. 본 논문에
서는 밸브 액추에이터(valve actuator)의 모델링 및
설계만을 고려하도록 한다. 기존의 밸브를 모델
링 및 민감도 해석을 하여 새로운 능동형 압력조
절밸브 설계시 요구되는 중요한 인자를 찾아낸
다. 현재 녹내장 환자들에게 시술되는 수동형 압
력조절밸브인 아메드 밸브에 대한 모델링과 해석
을 수행하였다. 모델링의 간편화를 위해 다음과
같이 적절한 가정을 하도록 하자.

가정 ① 압력조절밸브 이외에서의 압력하강효
과는 없다.

가정 ② 압력조절밸브로부터 나오는 방수의 압
력은 대기압과 같다.

가정 ③ 방수 생성은 이상적인 흐름소스(flow
source)이다.

가정 ①의 경우, 압력조절밸브가 필요한 녹내
장 환자의 경우에는 안구 내의 방수배출 능력은
이미 상실된 상태이므로, 압력조절밸브 삽입시의
압력하강효과는 거의 대부분 압력조절밸브에서
일어난다고 볼 수 있다. 가정 ②의 경우 압력조
절밸브에서 나오는 방수는 결막으로 흡수되는데,
결막은 안구를 둘러싸고 있으며, 외부까지 노출
되어 있으므로 타당하다.

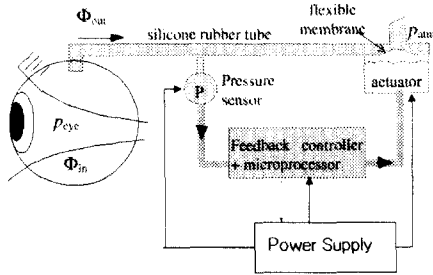


Fig. 1 The schematic diagram of pressure regulation valve for glaucoma treatment

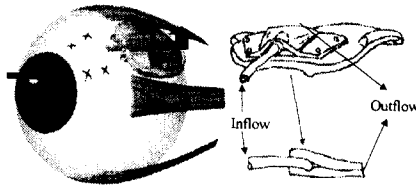


Fig. 2 The Ahmed valve structure and in-flow and out-flow of aqueous humor in the valve

가정 ③의 경우, 안압(IOP)에 따른 방수 생성량은 상당히 높은 안압까지도 평균 $2.5\mu\text{l}/\text{min}(=0.15\text{ml}/\text{hr}=3.6\text{ml}/24\text{hr})$ 정도로 일정하다.⁽⁶⁾ 따라서 방수의 생성량은 안압에 무관한 이상적인 소스로 가정할 수 있다.

아메드 밸브의 구조는 Fig. 2와 같이 두 장의 막을 겹쳐 놓아 일정 장력이 걸리도록 양끝을 고정시키고, 막막 사이에 유체가 흐르도록 하였다.

막막은 질량 및 컴플라이언스(compliance)를 가지고 있으며 두 장의 막막의 간극을 오리피스(orifice)로 생각할 수 있으므로 등가모델을 Fig. 3(a)와 같이 그릴 수 있다. 기계, 전기, 유체 등 여러 시스템을 통합적으로 모델링 할 수 있는 본드 그래프 모델링⁽²⁾을 사용하여 Fig. 3(b)와 같이 그릴 수 있다.

Fig. 3(b)에서 S_f 는 일정하게 생성되는 방수의 흐름소스를 나타내며, C_a 는 안구 전방의 컴플라이언스(compliance), R_t, I_t 은 각각 실리콘의 유체저항 및 관성요소, I_m, C_m 은 아메드 밸브 막막(membrane)의 관성(inertia) 및 컴플라이언스를

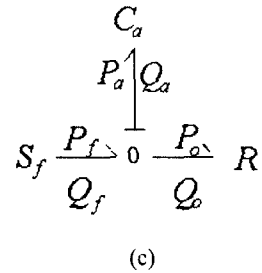
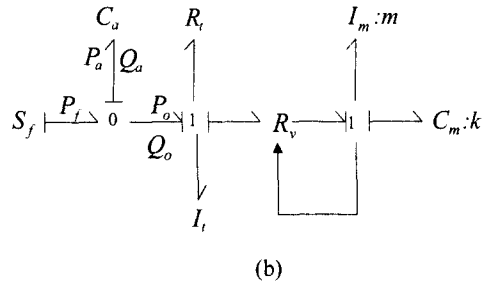
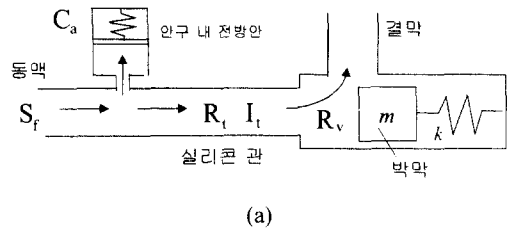


Fig. 3 The modeling of Ahmed valve

- (a) An equivalent mechanical model of Ahmed valve
- (b) A bond graph modeling of Ahmed valve
- (c) A simplified bond graph model

나타낸다. R_v 는 유로의 면적에 따라 변화하는 오리피스 저항을 나타낸다. R 은 실리콘 관과 오리피스의 유체저항을 통틀어 지칭하도록 하자. ($R = R_t + R_v$). 실리콘 관의 유량은 매우 작아 I_t, R_t 은 무시할 수 있으므로 C_a, R_v 만 남게 되는데 C_a 는 안구 전방안에 의한 저장요소이므로 임의로 바꿀 수 없는 값이고, R_v 는 설계에 따라 결정되는 상수이다. 우선, C_a 는 전방안의 압력에 지수항(exponential term)을 곱한 형태로 표현된다.⁽¹⁾

$$C_a = \frac{1}{(c_1 P_a + c_2)(K_{eq} + K_f e^{-m_f t} + K_s e^{-m_s t})} \quad (1)$$

$$c_1 = 0.022 \mu l^{-1}, \quad c_2 = 0.208 \text{ mmHg}/\mu l, \quad K_{eq} = 0.15, \\ K_f = 0.38, \quad K_s = 0.47, \quad m_f = 1.803 \text{ min}^{-1}, \\ m_s = 0.072 \text{ min}^{-1} \quad (2)$$

C_1, C_2 는 안구 컴플라이언스의 시불변성 (time-invariant characteristics)에 관련된 상수들이며, K_{eq}, K_f, K_s 와 m_f, m_s 는 각각 시변특성 (time-varying characteristics)에 관련된 상수 및 시정수로써 모두 실험에 의하여 구하여진 수치들이다.

식 (1)에서 안압이 높을 때는 컴플라이언스가 커져서 전방안의 볼륨이 조금만 변해도 안압은 급격하게 변하고, 반대로 안압이 낮을수록 컴플라이언스가 작아져서, 안압은 전방안의 볼륨 변화에 둔감해진다.

Fig. 3(c)는 Fig. 3(b)를 간략화한 본드 그래프이다. 박막이 열려 방수가 많이 빠지게 되면, 즉 Q_o 가 커지게 되면, Q_a 가 감소하여(= $Q_f - Q_o$) 전방안 압력 P_a 가 낮아진다. P_a 가 낮아지면(= P_o) 대기압과의 압력차(= $P_o - P_{atm}$)의 감소로 인하여 Q_o 가 감소하게 된다. 그러면 다시 Q_a (= $Q_f - Q_o$)가 증가하게 되고 정상상태에 이르러 Q_o 는 일정하게 되고, 결국 P_a 가 일정하게 된다. 즉 자체적으로 안정(open loop stable)한 시스템이다. 그러나 이때의 전방안압력 P_a 가 원하는 정상안압인지 확신할 수 없다는 문제점이 있다.

모델에 의한 미분방정식은

$$\dot{P}_a = \frac{1}{C_a}(Q_f - Q_o) = \frac{1}{C_a}(Q_f - \frac{P_a}{R}) \quad (3)$$

미분방정식의 간략화를 위해 C_a 를 상수로 놓도록 하자.

이것을 풀면,

$$P_a(t) = e^{-\frac{t}{RC_a}} P_a(0) + RQ_f - RQ_f e^{-\frac{t}{RC_a}} \\ = (P_a(0) - RQ_f) e^{-\frac{t}{RC_a}} + RQ_f \quad (4)$$

$P_a(0)$ 는 환자의 초기 안압을 가리킨다.

앞의 항은 압력의 감쇄율에 관계되는 과도상태 (transient-state) 항이고, 뒤의 항은 정상상태

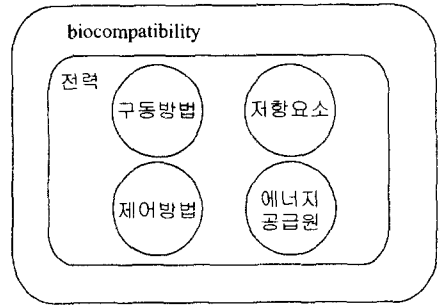


Fig. 4 Design elements of the valve actuator

(steady-state)에 관련된 항이다.

따라서

$$P_a(\infty) = (R_f + R_v)Q_f \quad (5)$$

이 된다. 능동형인 경우 R_v 를 바꿀 수 있지만 아메드 밸브 같은 수동형 밸브는 R_v 가 고정되어 있으므로 식 (5)로부터 초기 압력과는 무관하게 고정저항요소에 의해 일정한 압력으로 수렴한다는 것을 알 수 있다. 따라서 수렴하는 압력을 정상 안압으로 맞추기 위해 안압 정보에 따라 R_v 가 변할 수 있는 능동적인 압력조절밸브의 필요성이 대두된다.

3. 밸브 액추에이터 설계 요소

능동형 압력조절밸브의 설계는 결국 가변유체 저항 삽입을 위해 인체에 적합한 최적의 구동방법의 채택과 에너지 소비를 최소로 줄일 수 있는 제어방법의 선정이라 볼 수 있다. 각각의 요소들의 집합관계가 다음 Fig. 4에 나타나 있다. 본 논문에서는 능동형 압력조절밸브의 설계에 필요한 4가지 요소 중, 에너지 공급원은 차후에 고려하기로 하고, 구동방법, 저항요소, 제어방법에 대해 우선 고찰하기로 한다.

3.1 밸브액추에이터의 설계요구조건

네덜란드의 Academic Medical Center에서는 밸브 액추에이터의 요구조건들을 발표하였다.⁽³⁾ 이러한 요구조건을 참조하여 다음의 조건을 정하였다.

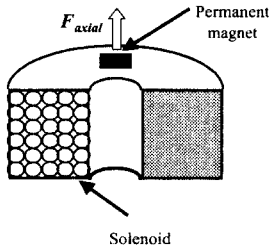


Fig. 5 An actuation method using electromagnetic force

- ① 전체 사이즈는 9×9×3mm 이내
- ② 방수의 단백질 성분으로 인한 유로의 막힘을 피하기 위해 유로의 직경이 50μm 이상이어야 한다.
- ③ Healing process와 무관한 동작이 이루어져야 한다
- ④ 삽입후 5~10년동안 쓸 수 있어야 한다
- ⑤ 우수안전성(fail-safe design) 확보
- ⑥ 신뢰성 확보
- ⑦ 간편성 확보

3.2 구동방법

현재까지 MEMS를 응용한 몇몇의 유량 및 압력조절용 기구는 크게 밸브와 펌프로 나뉜다. 난치성 녹내장 환자의 경우에는 대부분 과도한 안압이 문제가 되므로 외부에서 강제적으로 압력차를 발생시켜 유체를 순환하게 하는 펌프는 연구의 목적 상 고려하지 않기로 한다.

구동방법으로는 압전소자나 형상기억합금 등의 지능형 재료를 이용한 방법, 열을 이용한 방법, 정전기력 구동방법, 전자기력을 이용한 구동방법 등이 있다.

압전소자나 정전기력을 이용한 방법은 전원부에서 비교적 높은 전압을 걸어주어야 하므로 인체에 삽입하기에는 적합하지 않다.

형상기억합금 및 열구동방법을 이용한 방법은 열을 가해주어야 한다는 점 때문에 역시 인체에 삽입하기에는 무리가 있다.

전자기력 구동방법은 자석과 코일을 이용하여 생기는 전자기력을 이용하여 밸브를 구동하는 방법으로 자석과 코일 때문에 액추에이터가 커질 수 있는 단점이 있으나, 구동범위가 크고, 소모전력이 적당하다. 본 논문에서는 Fig. 5와 같이 공심 솔레노이드(air-core solenoid)와 영구자석을

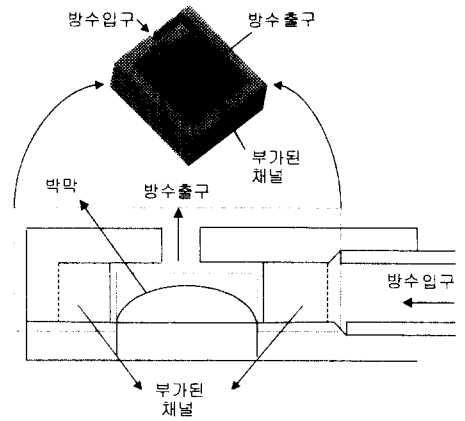


Fig. 6 A structure for increasing the passive resistance components

이용한 전자기력 구동방법을 채택하였다.

3.3 유체 저항요소

3.3.1 능동형 유체 저항요소

Fig. 3(c)에서 최종적으로는 implant를 통하여 흘러나오는 방수의 유량 Q_o 은 생성된 유량 Q_f 과 같으므로,

$$Q_f = Q_o = \frac{P_a}{R} \quad (6)$$

따라서 저항요소 R 을 조절하여 P_a 를 조절할 수 있으므로, 여러 가지 저항요소를 고려한 후, 저항의 변화에 따른 IOP의 변화, 즉 민감도를 고려하여 안압조절에 적당한 저항요소를 선택한다. 본 논문에서는 Fig. 6과 같이 민감도가 가장 큰 막막을 구동하는 방법을 선택하였다.^(3,4)

3.3.2 수동형 유체 저항요소

진력절약을 위해서는 능동형 유체 저항요소의 역할을 분담할 수 있는 수동형 유체 저항요소를 사용할 수 있다. 즉, 능동형 유체 저항요소가 동작하지 않더라도 무시할 수 없을 정도의 압력 강하를 이룰 수 있도록 고정된 값을 가지는 유체 저항요소를 말한다.

본 논문에서는 Fig. 6과 같이 채널(channel)을 빙 둘러서 길게 만들어 수동형 유체 저항요소의 역할을 하도록 하였다.

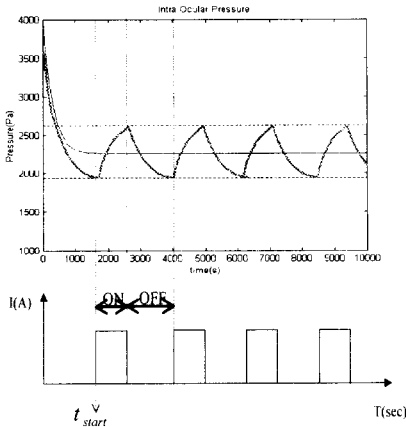


Fig. 7 The IOP control using PWM method for power saving

3.4 제어 방법

안구 전방내의 일정한 압력을 유지키 위해서는 orifice의 간격이 일정하여야 하므로, 밸브는 어느 한 위치에서 고정시켜 놓아야 하는데, 이렇게 하기 위해서는 계속 전력이 소모되므로, 장기적 사용 목적이나 인체 삽입조건에 맞지 않다. 따라서 전력소모 감소를 위해서 다음과 같은 방법들을 생각하여야 한다.

크게 전류를 on-off하여 안압 영역을 조절하는 PWM방법, on,off 하는 순간에만 전력이 소모되는 스위치 같은 원리의 밸브에 이용할 수 있는 impulse 방법으로 나뉜다.

3.4.1 PWM 방법

적당한 안압 영역(최소: 12mmHg, 최대: 20mmHg)을 잡아 안압이 이 안에서 머물도록 전류를 켜고 끄는 방식을 택한다. 전류 on-off 시간을 조절하여 안압영역을 바꿀 수 있다. Fig. 7은 평상시 열려있는(normally open) 밸브를 사용하여 안압영역을 잡았을 때 제어되는 압력변화형상을 보여준다. 압력이 setting된 최소압력보다 적을 때 제어입력이 공급(on)되면 밸브가 닫혀 압력이 상승되고 최고압력보다 커지면 제어입력을 차단(off)하여 다시 압력이 하강하게 된다.

전류값과 전류 on시간을 곱한 값이 클수록 요구되는 전력량이 크게 된다. 즉, $W = v \cdot i \cdot t_{on}$ 이 된다. v, i, t_{on} 은 각각 전압, 전류, 전류를 on한 총 시간이다.

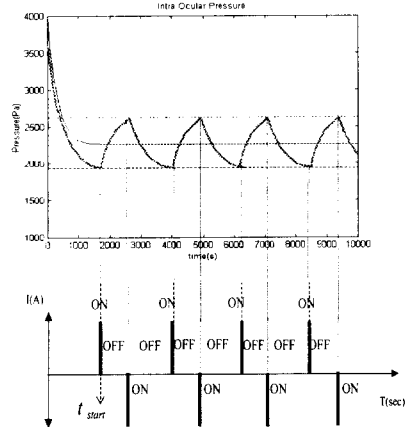


Fig. 8 The IOP control using impulse method for power saving

3.4.2 Impulse 방법

밸브의 열리고 닫히는 상태가 새로이 전류를 가하기 이전에는 유지될 수 있는 좌굴 막막(buckling membrane) 같은 구조물에 적용할 수 있는 방법으로써 인가되는 전류가 임펄스와 비슷한 형상을 가지므로 impulse방법이라 부르기로 하자. 방수의 단백질 성분 등의 의학적인 문제로 밸브를 완전히 닫는 것은 좋지 않으며, 어느 정도 방수가 흐를 수 있도록 하는 것이 좋다.

Fig. 8에서와 같이 소모전력은 밸브 on 일때 임펄스 응답의 크기에 비례하므로, 소모전력량은 임펄스 응답의 총합에 비례함을 알 수 있다. 즉,

$$W = \sum_{k=1}^n (v(k) \cdot i(k)),$$

여기서 v, i, n 은 각각 전압, 전류, 전류 on 횟수를 가르킨다.

본 논문에서는 PWM 방법을 사용하였다.

4. 밸브 액추에이터 모델링

설계요소들을 고려한 밸브 액추에이터는 Fig. 9와 같다.

모델링은 Fig. 10과 같이 할 수 있다.

$S_e(E)$ 는 코일에 인가한 전압, R_c 은 코일의 저항, λ 는 코일의 자속 쇄교(flux linkage), i_c 는 코일에 흐르는 전류, N 은 코일의 감은 수, ϕ_c 는 솔레노이드에 의한 자속(flux), ϕ_m 은 영구자석에

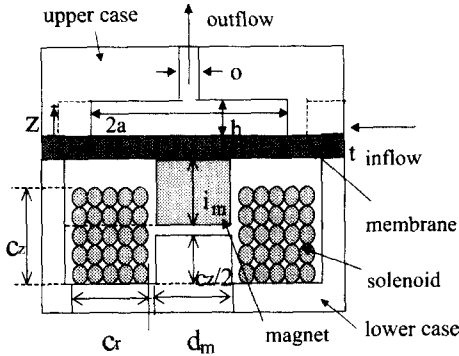


Fig. 9 The valve actuator which considered all design elements

의한 자속(flux), M 은 자기력(magnetomotive force), F 는 자석이 받는 힘, C 는 자속(flux)과 자석의 변위에 따른 자기 스프링(magnetic spring)을 나타낸다. z, p, I_m 는 각각 자석의 변위, 자석+박막의 모멘텀, 자석+박막의 관성(inertia)을 가리키며, C_m, F_c 은 박막의 컴플라이언스(compliance) 및 스프링 힘(spring force, $F_c = \frac{z}{C_m}$), R_m, F_R 은 박막의 저항 및 저항힘(damping force, $F_R = R_m \dot{z}$), V_a 는 전방관의 체적을 가리킨다 ($P_a = \frac{V_a}{C_a}$). F_f 는 유체의 흐름에 의해 박막이 받는 힘이며, P_a 와 2-port R관계를 가지고 있으므로 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{bmatrix} P_a \\ F_f \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} Q_f \\ \dot{z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{p\dot{z}} & R_{p\dot{z}} \\ R_{f\dot{z}} & R_{f\dot{z}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Q_f \\ \dot{z} \end{bmatrix} \quad (7)$$

R 은 $[P_a, F_f]^T$ 와 $[Q_f, \dot{z}]^T$ 와의 관계를 나타내는 임피던스(impedance) 행렬이 된다.

상태방정식(State equation)을 구해보면

$$\begin{aligned} \dot{\phi} &= \dot{\phi}_m + \frac{1}{N} \lambda = \dot{\phi}_m + \frac{1}{N} (E - iR_c) \\ &= \dot{\phi}_m + \frac{1}{N} (E - \frac{M}{N} R_c) \\ &= \dot{\phi}_m + \frac{1}{N} (E - R_c \frac{R_z}{N} \phi_c) \end{aligned} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \dot{p} &= F - F_R - F_c - F_f \\ &= F - R_m \dot{z} - \frac{z}{C_m} - F_f \end{aligned} \quad (9)$$

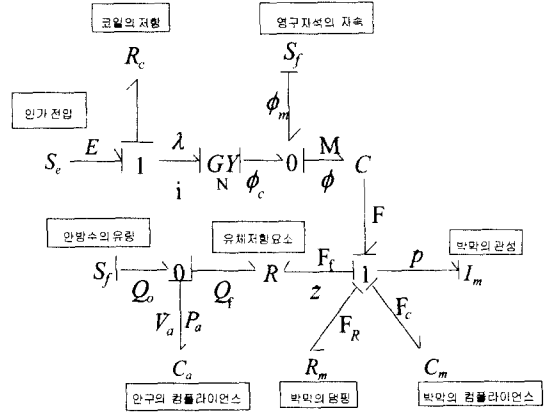


Fig. 10 A bond graph modeling of the proposed valve actuator

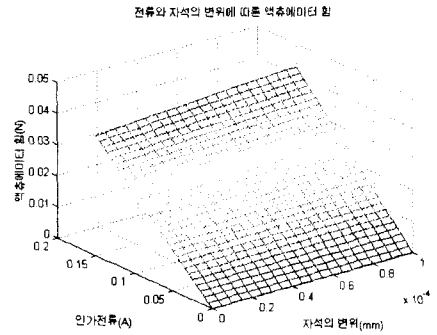


Fig. 11 Numerical analysis result of the actuator force F

$$\dot{z} = \frac{p}{I_m} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} \dot{V}_a &= S_f - \left(\frac{P_a}{R_{p\dot{z}}} - \frac{R_{p\dot{z}}}{R_{p\dot{z}}} \dot{z} \right) \\ &= S_f - \left(\frac{V_a}{R_{p\dot{z}} C_a} - \frac{R_{p\dot{z}}}{R_{p\dot{z}}} \dot{z} \right) \end{aligned} \quad (11)$$

R_z 는 공심에서의 z 방향으로의 자기저항(reluctance)이다.

전자기력 F 는 2-port C에 저장되는 에너지 E 를 이용하여 구한다.

$$E = \int M d\phi = \int R_z \phi d\phi = \frac{1}{2} R_z \phi^2 \quad (12)$$

$$F = \frac{\partial E}{\partial z} = \frac{1}{2} \frac{\partial R_z}{\partial z} \phi^2 + R_z \frac{\partial \phi}{\partial z} \quad (13)$$

제한한 전자기력 구동방식의 경우 중심에서 비균일장(non-uniform field)을 형성하여 R_z 를 해석적(analytic)으로 구하기는 힘들므로 수치해법(numerical method)을 이용하였다. Fig. 11은 i, z 에 따른 F 의 해석결과를 보여준다.

녹내장 밸브 액추에이터의 경우 유량이 매우 작은 특성상, 밸브의 동작주파수 ω 가 매우 작고, 정적 상태(steady state)의 박막의 변위에 따른 압력변화를 보고 싶은 것이므로 식 (7)에서 박막의 속도항 \dot{z} 에 관련된 항은 무시가능하다. 따라서 식 (7)은

$$\begin{bmatrix} P_a \\ F_f \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{\rho q} \\ R_{\rho z} \end{bmatrix} Q_f \quad (14)$$

로 근사화 된다.

F_f 가 박막 전체에 균일하게 분포한다고 가정하면, $F_f = AP_a$ 이 되므로, 식 (9)는

$$F - AP_a = F_c \quad (15)$$

로 근사화 할 수 있다. A 는 박막의 면적이다. 식 (15)는 박막에 가해지는 총합력(net force)이 된다.

$F_n = F - AP_a$ 로 정의하면

$$F_n = \frac{z}{C_m} \quad (16)$$

그러나, 박막의 변형은 비선형성을 가지고 있으므로 C_m 는 상수가 아니며, F_n 는 다음과 같이 표현된다.⁽⁸⁾

$$F_n = 13.64\sigma t \cdot z + \frac{Et}{a^2} \cdot \frac{31.68(1-0.295\nu)}{1-\nu} \cdot z^3 \quad (17)$$

여기서 σ [N/m²]는 잔류응력(residual stress), E [N/m²]는 탄성계수(Young's modulus), ν 는 포아송비(Poisson's ratio)이다.

박막은 실리콘 러버(silicon rubber)의 일종인 PDMS(polymethylsiloxane)를 사용하였으며 물성치는 실험⁽⁹⁾을 통하여 $E=1.182$ [MPa], $\sigma=62.35$ [KPa], $\nu=0.5$ 를 얻었다.

편의를 위해 $R=R_{\rho q}$ 로 놓으면,

유체저항 $R=R_t+R_v$ [Ns/m⁵]은⁽⁵⁾,

$$R_t = \frac{28.48 l}{h^4} \mu \quad (18)$$

$$R_v = 2 \frac{a\mu(1-4\frac{ah(\pi a+h-z)}{\pi a(4a+h)(h-z)})(\pi a+h-z)^2}{\pi^3 o^3(h-z)^3 (\frac{1}{64} \frac{\pi^3 o^3(h-z)^3(4a+h)^3}{a^3 h^3(\pi a+h-z)^3} - 1)} \quad (19)$$

여기서 유체점성 $\mu=1 \times 10^{-3}$ [Pa·s]이다.

출력방정식(output equation)은 관심있는 변수를 박막의 변위와 안압으로 한다면

$$y_1 = z \quad (20)$$

$$y_2 = P_a = \frac{V_a}{C_a} = \frac{1}{C_a} \int (S_f - \frac{P_a}{R}) dt \quad (21)$$

라 놓을 수 있다.

5. 밸브 액추에이터의 최적 설계

본 논문에서는 박막과 액추에이터 부분만을 최적설계하였다.

방수는 입구(inlet)에서 들어와 수동형 저항요소인 길이 $l=9.6$ [mm]의 정방형 채널을 통과하여 능동형 저항요소인 박막을 지나 그 위로 나 있는 정방형의 출구(outlet)를 통하여 빠져나간다. 유체가 흐르는 부분의 형상은 h , o 는 모두 설계요구조건의 최소사양인 50 μ m로 놓았다.

박막은 정방형 박막(square membrane)이며 변 길이 $2a$ 는 액추에이터로부터 받는 하중과, 움직일 때의 형상을 고려하여 $a:d_m=2:3$ 로 정하였으며 두께 t 는 공정한계의 최소값인 20 μ m로 정하였다.

액추에이터의 형상은 일정한 진류를 인가하였을 때 박막의 중심점 변위 z 가 최대가 되어 최대의 안압 강하를 이루도록, i_m, d_m, c_r, c_z 를 최적설계하였다. 즉, 최적설계 문제는 다음과 같다.

Maximize z

where

$$F_n = 13.64\sigma t \cdot z + \frac{Et}{a^2} \cdot \frac{31.68(1-0.295\nu)}{1-\nu} \cdot z^3 \quad (22)$$

$$F_n = F - AP_s, \quad P_s = 2000[Pa] \quad (23)$$

and

$$F = \frac{\partial E}{\partial z} = \frac{1}{2} \frac{\partial R_z}{\partial z} \phi^2 + R_z \frac{\partial \phi}{\partial z} \quad (24)$$

subject to

$$2c_r + d_m \leq 6 [mm] \quad (25)$$

$$c_z + i_m/2 \leq 1.4 [mm] \quad (26)$$

variables:

$$d_m, i_m, c_r, c_z$$

식 (22)는 박막에 가해지는 총합력과 중심점 변위와의 관계식이며, 식 (23)은 전자기력과 유체의 흐름에 의해서 박막에 가해지는 총합력으로써 2000[Pa]의 정수압이 박막에 항상 가해진다고 가정하였다. 수동형 유체저항인 채널에서도 어느 정도의 압력 강하가 이루어 지므로 액추에이터가 동작할 때의 박막에 가해지는 정수압은 2000[Pa]를 최악치(worst-case value)로 생각 할 수 있고, 이 이상의 압력에 대해서는 액추에이터는 전혀 동작될 필요가 없다 식 (22)~(26)에서 보듯이. 기계, 자기, 유체시스템이 모두 고려되어 최적화가 이루어진다.

제약조건 식 (25)는 실리콘 웨이퍼의 변질이와 Fig. 9의 lower case의 강성을 고려하여 결정하였고, 식 (26)은 밸브 액추에이터의 설계 요구조건인 두께 3[mm]를 만족하도록 upper case와 lower case의 두께를 고려하여 결정하였다.

코일을 직경 0.063mm의 와이어(wire)를 썼을 때의 결과는 아래와 같으며, 이와 같은 규격의 코일, 자석, 박막은 제작된 상태이다.

$$i_m = 0.9mm, \quad d_m = 2.6mm, \\ c_r = 1.638mm, \quad c_z = 0.945mm$$

Fig. 12는 c_r 의 액추에이터 폭($2c_r + d_m$)에 대한 비율에 따른 박막 변위 해석결과이다. 인가전류 $i = 100[mA]$ 이고, $c_z = 0.945[mm]$ (최적값)일 때와 $c_z = 0.63[mm]$ 일 때, 각각의 경우에 대한 결과를 보이고 있다.

Fig. 13은 c_z 의 액추에이터 두께($c_z + i_m/2$)에 대한 비율에 따른 박막 변위 해석결과이다. 인가전류 $i = 100[mA]$ 이고, $c_r = 1.638[mm]$ (최적값)일 때와 $c_r = 1.26[mm]$ 일 때, 각각의 경우에 대

한 결과를 보이고 있다.

Fig. 14는 위의 최적설계에 따라 제작된 밸브 액추에이터를 보여주고 있다.

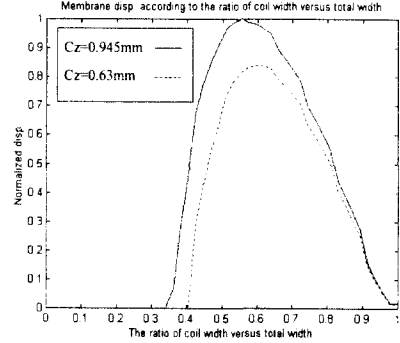


Fig. 12 Membrane displacement according to the ratio of coil width versus total width

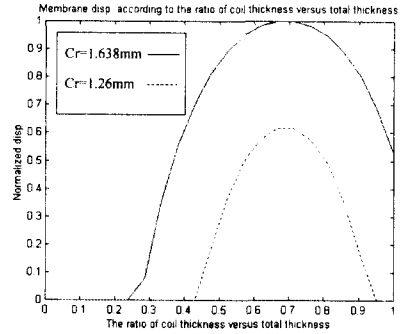


Fig. 13 Membrane displacement according to the ratio of coil thickness versus total thickness



Fig. 14 Microfabricated valve actuator

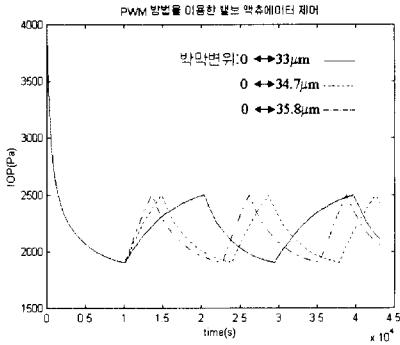


Fig. 15 An IOP profile using PWM control method(12hours)

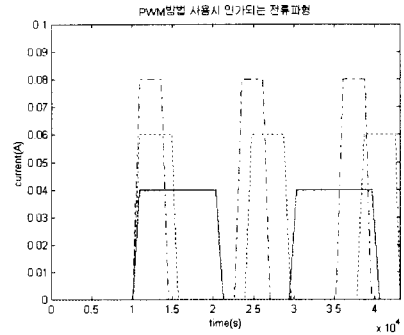


Fig. 16 The current profile when using PWM control method

6. 시뮬레이션 및 결과 고찰

안압이 4000[Pa]이었던 녹내장 환자의 안구에 제안한 밸브액추에이터를 삽입하였다고 가정하고 안압영역을 최저 1900[Pa], 최고 2500[Pa]로 하여 PWM 제어를 시뮬레이션 하였다. 이 때 인가전류값은 40,60,80[mA]이다. 각각의 경우에 대한안압과 전류의 파형이 Fig. 15, 16에 있다.

Fig. 15, 16 중 인가 전류가 40[mA]인 것을 살펴보면, 액추에이터가 하루에 4번, 11시간 정도 동작하므로, 전력량은 약 0.68[Wh]임을 알 수 있다.

전류 차단시 안압 하강시간은 약 3시간 40분 정도로 수동형 유체저항의 사용으로 인하여 상당히 길다. 만약 제어하고자 하는 안압영역이 1900[Pa] 이하이면, 식 (6), (18)로부터 수동형 유체저항만으로도 충분히 원하는 안압강하를 이룰 수 있으므로, 능동형 유체저항인 박막은 전혀 구동될 필요가 없다.

따라서, 예제의 경우에는 PWM 제어방법과 능동형(박막), 수동형 유체저항요소(채널)를 사용하여, 하루종일 연속적으로 밸브 액추에이터를 동작하는 것보다 2배 이상 소모전력을 절약할 수 있음을 알 수 있다. 설계면에서는 유체가 흐르는 부분의 형상(Fig. 9의 *h, o*)과 박막, 액추에이터 부분의 형상을 함께 최적화하고, 제어면에서는 최적제어기법을 추가적으로 도입한다면, 소모전력량은 더욱더 줄어들 것으로 사료된다.

7. 결론 및 향후 연구과제

녹내장은 과도한 안압 상승으로 인하여 시야가 좁아지다가 최종적으로 실명하는 병으로써, 약물이나 수술방법은 일시적인 치료효과를 보이고 있어, 압력조절밸브를 이용한 치료가 반영구적인 방법이다. 허나 기존의 밸브는 수동형 밸브로써, 환자마다의 개별적 상황에 대처할 수 없고, 크기가 커서 수술시 환자에게 심리적 부담감을 주며, 가장 큰 문제점은 대부분의 경우 너무 많은 방수를 배출시켜, 전방안의 함몰을 가져오고 있다. 이 논문에서는 기존의 수동형 밸브를 분석하여, 압력조절밸브 성능에 가장 중요한 인자를 찾아내고, 능동형 밸브 액추에이터를 전력문제를 중심으로 한 설계요소들을 고려하여 설계한 후, 모델링하여, 안구 삽입시 동작을 시뮬레이션을 통하여 환자의 안압변화와 밸브 액추에이터의 소모전력량을 살펴보고, 설계한 밸브 액추에이터의 녹내장 치료 가능성을 확인한다. 향후 연구과제는 제안한 밸브의 완벽한 제작 및 자체 성능 검증을 위한 실험과, 안구와 유사한 실험 장치 하에서의 밸브의 압력 강하효과 확인 후, 최종적으로 임상 실험을 통하여, 제안한 압력조절밸브의 가능성을 확인하는 것이라 하겠다.

참고문헌

(1) Collins R., van der Werf T.J., 1980, *Mathematical Models of the Dynamics of the Human Eye*, Springer Verlag.

- (2) Ronald C. Rosenberg, Dean C. Karnopp, 1983, *Introduction to Physical System Dynamics*.
- (3) Cristina R. Neagu, 1996, "A Medical Micro-actuator Based on an Electrochemical Principle," Ph.D. Dissertation, University of Twente, Netherland.
- (4) IJntema D. J., 1992, "Feasibility Study for a Micro Machined Eye Pressure Regulator for Glaucoma Patients," Report, University of Twente, Netherland.
- (5) Peter Gravesen, Jens Branebjerg and Ole S. Jensen, 1993, "Microfluidics-a review," *J. Micromech. Microeng.* Vol. 3, pp. 168~182.
- (6) Eisenberg D. L., Edward. Y. K, G. Hafner, and Schauman J. S., 1999, "In vitro Flow Properties of Glaucoma Implant Devices", *Ophthalmic surgery and lasers*, Vol. 30, No. 8, pp. 662~667.
- (7) Antonio J., Mermoud A., LaBree L., and Minckler D.S., 1995, "In vitro and In vivo Flow Characteristics of Glaucoma Drainage Implants," *Ophthalmology*, Vol. 102, No. 6.
- (8) Giovanni M. D., 1982, *Flat and Corrugated Diaphragm Design Handbook*, Marcel Dekker Inc., New York, U.S.A.
- (9) 정현구, 정옥찬, 양상식, 1999, "주름진 박막을 갖는 평면 코일을 이용한 전자 구동기 제작," 대한전기학회 추계학술대회.
- (10) 허춘훤, 이영기, 홍영재, 1997, "난치성 녹내장에서 Ahmed 녹내장 밸브 삽입술," 대한안과 학회지, Vol. 38, No. 2.