

〈論 文〉

# 모터 구동형 인공심장의 설계 및 해석(I)

—설계—

천길정\* · 한동철\*\* · 민병구\*\*\*

(1991년 1월 17일 접수)

## Design and Analysis of Motor-Driven Artificial Heart(I)

—Disign—

G. J. Cheon, D. C. Han and B. G. Min

**Key Words :** Design Methodology(설계방법론), Artificial Heart(인공심장), Artificial Organs(인공장기), Safe-Life Design(안전존립설계), Biocompatibility(생체적합성), Function Coupling(기능결합), Function Separation(기능분리), Sub-Function(부분기능), Conceptual Design(개념설계), Detail Design(상세설계)

### Abstract

A new electro-mechanical type of total artificial heart(TAH) was developed to diminish many problems existing in the previous electrical TAHs developed by various groups. A systematic design methodology was used by functional structure analysis and solution variable approach for development of this new type of artificial heart. Some principles are shown to be effective and essentials for safe design and volume minimization of the artificial organs. Based upon the conceptual design analysis, the detail design was completed and a prototype model was fabricated.

### 1. 서 론

인공심장이란 사고나 질병으로 자연심장이 제 기능을 제대로 수행할 수 없게 되었을 때, 그 기능의 일부를 보조하거나 자연심장의 기능을 완전히 대체 하는데 사용되는 장치를 말한다(Fig. 1)<sup>(1~4)</sup>.

물질문명의 발달에 따른 각종 사고와 질병으로 인하여 신체일부가 그기능을 상실하게 되어 정상적인 생활을 영위할 수 없게되는 사람들이 늘어남에 따라, 그 부분을 인공적인 요소로 대체하여 정상적

인 생활을 가능케하려는 요구가 증대되고 있다. 따라서 의공학이 점차 발달하여 21세기에는 신체의 극히 일부분만을 제외한 대부분의 장기가 인공장기로 대체 가능하게 되며 그 사용이 보편화 될 것으로 전문가들은 예상하고 있다<sup>(5)</sup>.

신체의 말단부분인 팔 다리 등의 주로 기계적인 기능을 수행하는 부분은 신체 전체부분과의 상관관계가 비교적 단순하여 인공적인 요소로 대체하기가 쉬운 편이다. 그러나 순환기계통의 장기는 그 기능이 독자적으로 수행되지 않고 다른 장기들과의 관계가 긴밀하기 때문에 인공요소로의 대체가 훨씬 복잡하고 어려운 실정이다. 그중에서도 기능이 비교적 단순한 것이 바로 심장인데, 심장은 다른 장기들과는 달리 화학적인 처리작용을 수행하지 않고

\* 정희원, 원광대학교 공과대학 기계공학과

\*\* 정희원, 서울대학교 공과대학 기계설계학과

\*\*\* 서울대학교 의과대학 의공학과

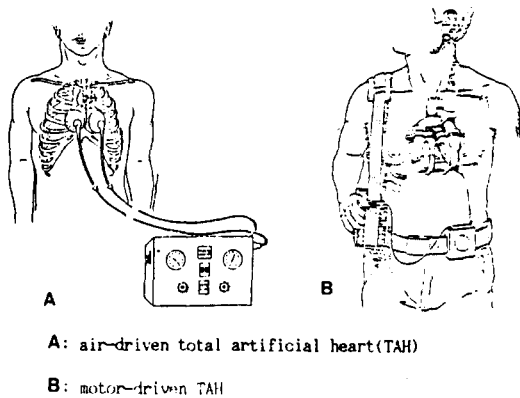


Fig. 1 Characteristic implanted model of artificial heart

주로 일정범위의 압력과 유량을 연속적으로 펌핑해주는 기계적 기능을 수행하기 때문이다.

현재 인공심장을 개발하고 있는 나라는 미국, 일본, 소련, 독일, 영국, 프랑스, 중공 등 주로 경제적, 기술적 선진국들인데, 각 나라들은 인공심장의 개발이 기타 인공장기 및 인공생체 재료의 개발에 선도적인 개발효과가 있을 뿐만 아니라, 지금까지의 개발 연구비가 각국의 국민이 내는 세금으로 수행되어 왔기 때문에 수술 희망자가 많아도 자국민을 우선적으로 수술하려는 배타적인 여론도 형성되어 있어서 서로들 치열한 개발경쟁을 벌이고 있다.

국내에서도 심장질환에 의한 성인병이 해마다 증가일로에 있고 선천성 심장질환에 의한 어린이 환자도 많아지고 있으나, 아직 이렇다할 대책이 없어 속수무책으로 희생당하는 환자가 매우 많다는 것이 전문가들의 공통된 견해이다<sup>(5)</sup>. 또한 외국에서 개발된 인공심장을 수입해 사용 할 경우 그 가격이 엄청나게 비쌌 뿐만 아니라 외국인의 흉곽과 한국인의 흉곽의 크기에 차이가 있어서 외국의 인공심장을 한국인에게 그대로 사용하는 데에는 어려움이 따를 것으로 예상된다. 이상에서 살펴본 바와 같이 일본주의적인 면 뿐만 아니라 국가경제 및 국민의료적인 측면에서도 독자적인 인공심장의 개발이 시급히 요청되고 있다.

아울러 기계공학이 일반 기계와 기구를 통하여 인간생활을 편리하게 함으로써 인류에게 간접적으로 봉사하는 일 외에, 인공장기를 통해 인류에게 직접적으로 봉사하는 일도 의미있고 가치있는 일이

라 하겠다.

현재까지 발표된 인공심장 모델의 종류는 그 수가 매우 많으나 그 중에서 여러가지 기본 필요조건을 충족시킬 수 있는 모델은 그 수가 많지 않다<sup>(1,2)</sup>. 에너지 변환 장치와 혈액을 순환시키는 작동매체의 종류에 따라 대표적으로 분류하면, 공기식 인공심장, 전기-유체식 인공심장, 전기-기계식 인공심장, 자석식 인공심장, 프로펠러식 인공심장 및 핵연료를 이용한 열엔진식 인공심장 등이 있다<sup>(6-13)</sup>. 그런데 이들 모델은 각각의 고유한 장점이 있는 반면에 그 작동 원리상 생체내에 완전히 내장시킬 수 없거나 자연혈관과의 결합이 어렵고, 혹은 핵물질에 의한 오염, 작동유체의 누출, 낮은효율 및 혈구파괴 가능성 등과 같은 결함을 가지고 있어 아직까지 모든 조건을 충족시킬 수 있는 인공심장은 없는 실정이다.

따라서 본 논문에서는 제반 설계이론과 방법론을 적용하여 기존의 모델들이 가지고 있는 결점을 극복할 수 있는 독자적인 인공심장을 설계하고, 그 결과 시스템 설계에 있어서의 체계적인 설계방법론 적용의 타당성과 효율성을 입증하고자 한다.

또한 그 과정에서 인공장기 설계시에 만족시켜야 할 원칙을 제시하고, 그러한 원칙을 효과적으로 만족시킬 수 있는 새로운 설계원리를 탐구하고자 한다.

## 2. 본 론

### 2.1 개념설계

서론에서 언급한 바와 같은 설계문제를 해결하기 위해 Fig. 2와 같은 과정에 따라 개념설계를 수행한다<sup>(14-16)</sup>. 먼저 설계 목표를 정립하고 개념화한 설계 목표에 대해 그기능을 분석하여 부분기능으로 분리한다. 그후 각 부분기능을 만족시킬 수 있는 다양한 해결안을 찾아 그것들을 결합하고 그중에서 실현 가능한 최적 해결안을 결정하여 개략적인 구조를 세우면 개념 설계가 완료 된다.

#### (1) 설계의 목표 및 초전

##### (i) 설계의 목표

인공심장 설계의 기본목표는 설계 제작된 펌프가 인체내부의 공간에 무리없이 배치연결되어 혈액이나 주위의 조직과 거부반응을 유발하지 않으면서 유체적, 심리적 변화에 맞추어 자연심장의 기존 기능을 충실히 수행할 수 있도록 하는 것이다. 특히

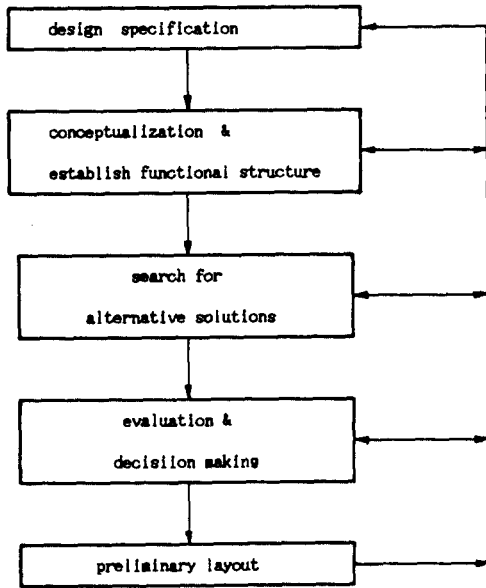


Fig. 2 Flow chart of conceptual design

본 논문에서는 자연 심장의 기능을 완전히 대체하는데 사용될 완전 인공심장(TAH)을 기존에 발표된 모델들보다 신뢰성이 높고 체적이 적게 되도록 체계적으로 개발하는 것을 주목표로 한다.

(ii) 설계의 조건

이와같은 목표를 달성하기 위해 인공심장이 기본적으로 갖추어야 할 조건들을 정리하면 대체로 다음과 같이 기계적 조건 및 생리학적 조건으로 분류할 수 있다<sup>(1-3,5,6,17)</sup>. 기계적 조건으로는 일정기간 이상의 수명보장(2년 이상<sup>(1)</sup>), 완전한 밀봉, 작동기의 과열방지, 안정된 성능, 높은 효율 및 양호한 제작성등이 요구되고, 생리학적 조건으로는 형상과 무게에 있어서 자연심장과 유사성, 적정 압력과 유량보장, 프랭크-스탈링 법칙(Frank-Starling's law)의 만족, 다양한 상태변화에 따른 적절한 제어성, 혈구파괴(hemolysis)방지, 혈구응집(thrombosis)방지, 및 좌우심실의 박출량 차이 보상능력등이 요구된다.

(2) 기능의 분석

인공심장이 자연심장(natural heart)의 기능을 대신하기 위해서는 자연심장의 기능을 그대로 수행할 수 있어야 하며, 그러기 위해서는 먼저 자연심장의 기능구조(functional structure)를 분석해야만 한다<sup>(14-16)</sup>.

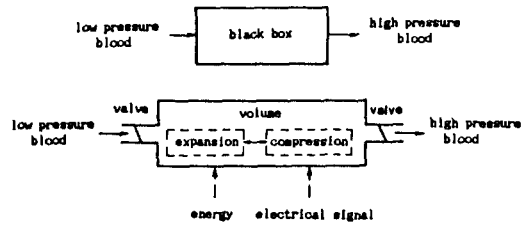


Fig. 3 Functional structure of natural heart

자연심장은 한쪽에서 끊임없이 유입되는 저압의 혈액에 동력을 공급하여 고속 고압의 혈액으로 변화시켜 다른쪽으로 배출하는 매우 단순한 기계적인 기능을 수행하고 있다<sup>(17)</sup>. 이와같은 기능을 그림으로 나타내면 Fig. 3과 같다.

액체를 연속적으로 순환시키기 위해서는 액체에 동력을 공급하여야 하는데, 이때 동력을 공급하는 방법으로는 압축에 의해 내부에너지를 증가시키는 방법과, 임펠러 등에 의해 속도를 증가시켜 운동에너지를 증가시키는 방법이 있다. 그런데 혈액은 일반액체와는 달리 어느 한계 이상의 충격이나 응력을 받게되면 혈구가 파괴되어 피가 엉기게 되므로 보통의 기계식 펌프는 사용할 수가 없다. 따라서 인공심장은 자연심장의 원리와 마찬가지로 체적의 압축과 팽창에 의해 동력을 공급하는 방식을 택하여야 한다.

자연심장의 경우 심근(heart muscle)자체가 경계구조를 형성하면서 동력을 발생하여 수축 팽창의 기능을 수행할 수 있으나, 아직까지 심근과 같은 정도의 힘을 낼 수 있는 생체적합 물질이 개발되어 있지 않기 때문에 인공심장은 자연심장이 가지는 기능을 분리시켜 서로 다른 요소에 의해 수행해야만 한다. 즉 체적 변형의 원리에 의해 동력을 공급하기 위해서 인공심장은 변형되기 위한 공간 구조(space structure)를 형성하는 기능과 이를 압축팽창시킬 수 있는 기능을 구비하여야만 한다(Fig. 4).

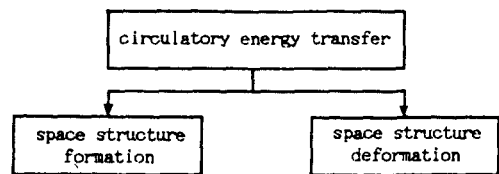


Fig. 4 Separated functional structure of artificial heart

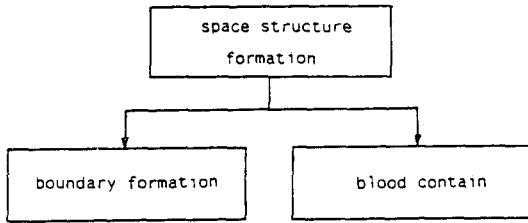


Fig. 5 Sub-functional structure of space structure formation

(i) 공간구조형성기능 : 펌프로서의 인공심장의 구조는 주변장기의 압박에 저항할 수 있도록 견고하여야 하는 한편 수축 팽창이 가능할 수 있을 만큼 유연해야 한다. 따라서 이와같이 상반된 성질을 만족시키기 위해서 펌프의 구조는 두가지 서로 다른 요소로 구성되어야 한다. 즉, 외력에 저항할 수 있는 견고한 경계면 형성 기능은 견고한 외부틀(펌프통)에 부여하고, 혈액을 직접 감싸고서 압축·팽창될 수 있는 혈액보호 기능은 펌프통안에 유연한 요소(혈액주머니)를 설치하여 부여한다. 동력을 발생시키는 기계요소로서의 작동기(actuator)가 펌프안에 들어가 있게하려면, 혈액과 기계요소가 직접 접촉함으로써 발생될 오염을 방지하기 위해서도 혈액과 접촉하는 기능만을 가지는 혈액 주머니의 존재는 필수적이다. 따라서 공간구조 형성기능은 다시 세분화 되어 Fig.5와 같은 부기능(sub-function)을 가져야만 한다.

(ii) 공간구조변형기능 : 일정한 체적을 압축 팽창시키는 기능을 수행해야 할 요소(작동기 : actuator)는 체적 변형에 필수적인 운동을 해야하므로, 혈액을 감싸고 있는 혈액 주머니를 직접 압축시킬 수 있는 기능과, 일을 하기 위해 동력을

발생시키는 기능 및 발생된 동력을 변형될 경계면에 까지 전달할 수 있는 동력전달 기능을 구비해야만 한다. 따라서 공간구조 변형기능도 그 기능이 세분화 되어 Fig.6과 같은 부기능을 가져야만 한다.

위에서 살펴본 심장의 부분 기능을 종합하면, Fig.7과 같고, 지금까지 개발된 모델들을 기능분리에 따라 그 실현요소들을 정리하면 Table 1과 같다. 재료의 개발에 따라 형상기억합금이나 피에조 등의 성능이 향상된다면 구조형성 기능과 압축기능의 두가지 기능만으로 심장의 기능을 만족시킬 수 있게 될 것이며, 나아가 생체심근과 유사한 재질이 개발된다면 하나의 요소만으로 여섯가지 기능을 모두 담당할 수도 있을 것으로 예상된다.

(3) 해결안탐구

완전내장형 인공심장의 작동기에 사용되는 다양한 동력원들 중에서 열엔진식은 체적과대 및 오염 문제가 있고, 근육형 인공심장은 아직까지 거의 가능성이 없으며 모터와 솔레노이드를 이용한 전기식 인공심장의 경쟁력이 우수할 것으로 판단되므로 동력원으로는 모터와 솔레노이드만을 비교 검토의 대상으로 하여 고찰한다.

가능한 모든 해결안을 찾기 위해서 Table 2에 보인바와 같은 변이기준 표를 작성하고, 그 변이기준표에 따라 다양한 변이를 시도하여 그중에서 물리적 작용원리를 만족시킬 수 있고 기계적 실현 가능성이 있는 변이들만을 간추리면 Table 3과 같은 결과가 얻어진다<sup>(18)</sup>.

(4) 최적해결안의 결정

최적해결안을 결정하는데 있어서 제일 중요한 기준은 안정성과 성능이다. 심장에 고장이 발생하여 5분이상 혈액이 순환하지 않으면 혈액이 응고되고 조직에 피사가 발생하므로 일정기간 이상 확실한

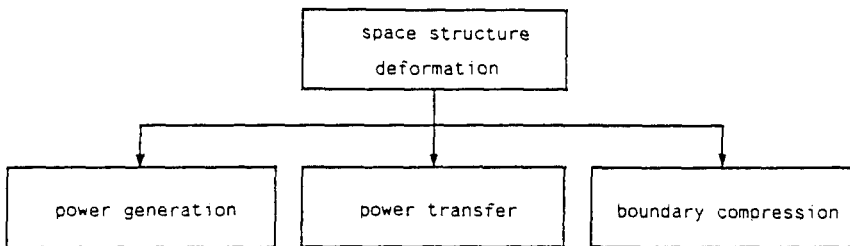


Fig. 6 Sub-functional structure of space structure deformation

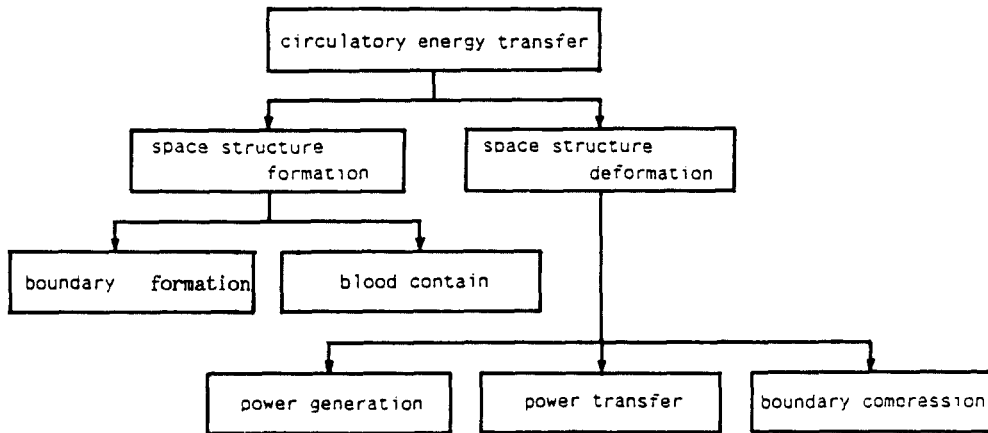


Fig. 7 Sub-functional structure of artificial heart

안정성을 가지고 고장을 절대 배제한채 작동할 수 있어야 한다. 또한 인체가 필요로 하는 적정 순환 유량과 혈압을 유지할 수 있는 성능을 만족시키지 못하는 경우에도 치명적인 결과를 초래하기 때문이다<sup>(17)</sup>.

또다른 기준으로는 체적과 무게의 최소화 가능성 및 재질의 생체와의 적합성이다. 펌프가 아무리 안전하고 힘이 충분하여도 크기와 무게가 기준치 이내에 맞지 않으면 생체내에 이식될 수 없기 때문이다. 펌프의 재원중에서도 높이가 해부학적 요인에 의해 이식 가능성 여부를 결정짓는데 제일 중요한 인자로 고려된다<sup>(2,5,17)</sup>.

펌프내에 작동기가 고정되어 있을 경우, 펌프가

완전인공심장(total artificial heart : TAH)의 역할을 수행하려면 최소한 두 개의 심실 체적과 작동기가 차지할 체적을 필요로 하나, 만일 펌프내에 작동기가 고정되어 있지 않고 그 위치를 변화시킬 수 있다면 펌프의 체적은 작동기 체적외에 하나의 심실체적만으로 구성될 수 있으므로 체적을 줄이는데 효과적이다.

작동기가 이동하는 경우에는 그 체적이 직선인 경우보다 곡선인 경우에 좌우심실(ventricle)의 밸브간 거리를 줄일 수 있어 생체혈관에 결합시키는데 더 유리하다. 솔레노이드 형과 같이 동력원이 펌프외부에 있을 경우에는 동력전달 요소가 추가로 필요하게 되어 고장의 가능성이 증가할 뿐만 아니

Table 1 Realizing elements of sub-function of artificial heart

Sub-function		Elemtns					
		Solenoid type	Mechanical type	Fluid type	Impeller type	Piezo type	Muscle type
Structure formation	Blood contain	Blood sac	Blood sac	Blood sac	Sac housing	Sac housing	Musle
	Boundary formation	Sac housing	Sac housing	Sac housing			
Structure deformation	Boundary compression	Push plate	Push plate	Fluid	Impeller	Piezo	
	Power transfer	Lever	Screw				
	Power generation	Solenoid	Motor	Motor	Motor		

**Table 2** Variation codition

Sub-function	Detail sub-function	Conditions	Variables
Space structure formation	Boundary formation	Geometry	Linear, Circular, Number
	Blood contain	Geometry	Linear, Circular, Number
		Material	Fluid, Solid, Biocompatibility
Space structure deformation	Boundary compression	movement	Fixed, Linear, Circular
		Geometry	Linear, Circular Internal, External
		Material	Fluid, Solid
	Power transfer	Movement	Circular-linear Linear-linear
		Energy	Internal energy, Kinetic energy, Potential energy
		Geometry	Gear, Link, Screw, Impeller, Wire, Belt
	Power generation	Energy	Motor, Solenoid, Engine, Bio-energy
		Geometry	Shape, Position, Number
		Movement	Fixed, Linear, Circular

**Table 3** Realizable solution variations

Sub-function	Detail sub-function		Condition	Detail variations	
Space formation			Shape	·Sac ·Membrane	
Structure deformation	Power generation	Solenoid	Push plate	·Indirect push ·Direct push	
		Motor	Power transfer and boundary compression	Movement of the actuator	·Fixed ·Movable
				Position of the motor	·Exterior ·Interior
				Gear train	·Non ·Asymmetric ·Symmetric
				Push plate	·Indirect push ·Direct push
				Separation of the housing	·Two pieces ·Three pieces
				Shape of the actuator	·Sphere ·Cylinder
				Locus of the actuator	·Linear ·Circular
				Wire hinge position	·Upper ·Middle ·Lower

Table 4 Decision matrix for optimal solution

variation \ weight	criteria						sum	superiority	
	safety	performance	volume	shape	portability	manufacture			
	0.30	0.20	0.15	0.15	0.10	0.10	1.0		
sno	/	/	/	/	/	5 0.5	0.5		
membrane	/	/	/	/	/	7 0.7	0.7	o	o
indirect push	7 2.1	6 1.2	5 0.75	5 0.75	5 0.5	3 0.3	5.6	o	
direct push	1 0.3	1 0.2	1 0.15	1 0.15	1 0.1	4 0.4	1.3		
fixed	7 2.1	/	5 0.75	5 0.75	/	5 0.5	4.1		
movable	5 1.5	/	9 1.35	9 1.35	/	4 0.4	4.6	o	
exterior	5 1.5	3 0.6	7 1.05	/	1 0.1	8 0.8	4.05		
interior	8 2.4	8 1.6	4 0.60	/	10 1.0	3 0.3	5.9	o	
non	9 2.7	6 1.2	1 0.15	/	/	8 0.8	4.85		
asymmetric	7 2.1	5 1.0	9 1.35	/	/	6 0.6	5.05	o	
symmetric	7 2.1	4 0.8	5 0.75	/	/	4 0.4	4.05		
indirect push	1 0.3	/	/	/	/	/	0.3		
direct push	9 2.7	/	/	/	/	/	2.7	o	
two pieces	1 0.3	/	/	/	/	5 0.5	0.8		
three pieces	9 2.7	/	/	/	/	6 0.6	3.3	o	
sphere	/	5 1.0	5 0.75	4 0.60	/	5 0.5	2.85		
cylinder	/	8 1.6	9 1.35	8 1.20	/	6 0.6	4.75	o	
linear	6 1.8	6 1.2	/	1 0.15	/	8 0.8	3.95		
circular	4 1.2	5 1.0	/	10 1.5	/	4 0.4	4.1	o	
upper	1 0.3	/	3 0.45	4 0.60	/	/	1.35		
middle	9 2.7	/	7 1.05	7 0.15	/	/	4.8	o	
lower	2 0.6	/	1 0.15	1 0.15	/	/	0.9		
total	15.3	5.2	5.7	5.1	1.0	2.9			
mean	2.19	1.3	1.14	1.275	1.0	0.83	7.735		

라 오염의 원인도 증가한다. 모터가 펌프내에 존재하지 않으면 완전 내장을 시키는데 있어서 공기식에 비해 모터를 사용하는 장점이 없다. 작동기가 이동하는 경우 밀판없이 작동기가 직접 혈액주머니와 접촉하면 작동기의 회전운동에 의해 혈액 주머니가 파괴될 가능성이 높다. 또한 작동기가 원통형이면 구형에 비해 길이는 길어지나 직경을 줄일 수 있으므로 흉곽내에 인공심장을 위치시킬 때의 해부학적 조건이 유리하다<sup>(18)</sup>.

여러가지 비교조건에 적절한 비중치와 비교치를 부여하고 위에서의 다양한 비교사항들을 고려하여 결정격자(decision matrix)를 작성하면 다음과 같은 최적 해결안이 얻어진다(Table 4)<sup>(14,15,18)</sup>.

즉 최적 해결안으로서 작동기로는 모터구동형을 선정하고, 그 해결안의 조합은 모터이동형-모터내장형-밀판형-세쪽형-비대칭 기어열형-원통형-곡선 작동형-도선 중앙부 유출형으로 결합한다<sup>(14,15)</sup>.

#### (5) 최적 해결안의 특성

최적 해결안으로 선정된 펌프의 작동기는 모터구동형이다. 펌프내에서 작동기가 고정되어 있지 않고 움직이기 때문에 밸브간의 거리를 줄일 수 있고, 그 형상도 흉곽내에 내장 시키기 유리하다. 심실은 밀판에 의해 압축되며 모터의 힘은 기어열에 의해 확대된다. 이러한 해결안을 선정함으로써 기존의 다른 모델들이 가지고 있던 내장 한계 문제, 고압오일 밀봉문제, 체적과대문제 및 심실 출구간 거리 과대문제등이 해결 가능하다.

## 2.2 인공장기 설계의 원칙

인체를 구성하는 각종 장기중에서 현재의 기술 수준으로 인공으로 대체 가능한 장기들을 그 기능별로 분류하면 크게 세 가지로 나눌 수 있다<sup>(2,3)</sup>.

즉 심장, 판막, 근육 및 뼈등은 각각 혈액 순환 기능, 역류방지기능, 힘 발생기능 및 지지 윤택기능 등의 기계적 기능을 수행하고, 폐, 간, 콩팥 및 체장 등은 생화학적 기능을 수행한다. 한편 눈과 귀등의 감각 기관은 각각 시각정보 및 청각정보를 처리하는 전기적 기능을 수행한다.

위에 언급한 장기들을 설계하는데 있어서 기계공학은 기계적 기능을 수행하는 장기에서는 주된 역할을, 생화학적 기능을 수행하는 장기에서는 순환 구동장치 분야를, 정보처리 장기에서는 안구나 고막의 지지 및 기구학적인 문제 해결에 기여할 것으로 판단된다.

인공장기는 인체에 설치되므로 가능한한 작고 가벼워야하며 높은 안정성과 신뢰성을 지녀야만 한다. 따라서 이와 같은 장기들을 설계하는데 있어 반드시 아래와 같은 안전준립설계의 원칙과 생체조화설계의 원칙을 준수하여야만 한다. 안전준립설계의 원칙은 일반기계 설계시에도 지켜야할 조건이나, 생체조화설계의 원칙은 인공장기 설계에만 필요한 조건이다. 즉, 일반기계에서는 기계를 구성하는 재질과 형상에 특별한 제약이 없으며 출력도 높을수록 좋으나, 인공장기에서는 요소의 재질과 형상 및 크기에 특별한 제한이 가해지며 출력도 무조건 높아서만은 안되고 어느 특정범위에서만 작동해야 한다.

(i) 안전준립설계의 원칙(Principle of safe-life design) : 인공장기는 일반 기계와는 달리 직접 인체의 일부로서 사용된다는 점에 그 특색이 있다. 따라서 일반 기계의 고장은 그 자체의 기능 상실 효과만 있는데 반하여, 인공장기의 고장으로 인한 기능 상실은 곧 생명에 직 간접으로 치명적인 결과를 초래하게 되므로, 일정기간 동안은 인공장기에 절대적으로 고장이 발생하지 않도록 충분히 안전한 설계를 하여야 한다. 또한 일정 기간내에서 고장이 발생할 경우라도, 급작스런 고장을 방지하고 충분한 대책을 강구하기 위하여 사전에 미리 고장을 예고할 수 있는 성능을 구비 하여야 한다.

(ii) 생체조화설계의 원칙(Principle of biocompatible design) : 인체를 구성하는 각종 장기는 각자의 고유한 부분 기능을 독자적으로 수행하면서도, 인체라는 총합체가 전체 기능을 원만히 수행할 수 있도록 서로 긴밀히 협조하고 있다. 만일 특정 장기가 다른 장기들과의 상호 관계와 다른 장기의 성능을 무시하고 오직 자기 고유의 기능과 역할만을 지나치게 강조 수행하면, 인체 전체계의 균형이 파괴되어 결국에는 자체성능마저도 마비되고 만다. 다른 모든 장기의 기능이 약화되어 있는 사람이 인공심장을 달아 심장만의 성능이 우수하다면, 높은 혈압으로 인하여 약해진 혈관이 파괴되어 생명을 위협하게 된다.

인공장기는 보조 수단을 동반하지 않을 정도로 소형화 되어야 자유로운 활동이 보장되며, 이때 인공장기의 설치 장소는 바로 인체 부위이기 때문에 내장기인 경우에 그것이 인체 내부에 장착되기 위해서는 그만큼 공간과 지지점이 필요하다. 따라서 인공장기의 크기와 형상 및 무게는 그것이 대



체하려는 원래 장기의 제원들과 가능한한 같아야 한다. 외장기인 경우에도 원래의 형태나 무게와 차이가 많으면 교정 및 환동에 장애가 되고 심리적 거부감을 유발한다.

또한 인공장기가 인체 내부에 설치되고 인접장기와 연결되어 생리적 거부반응을 일으키지 않으려면 그 재질의 성질이 인체와 유사한 생체적합성을 가져야 한다.

따라서 인공장기는 그 기능을 수행함에 있어서 반드시 인체 전체계의 원활한 작동과 다른 기존 장기와의 조화로운 관계 유지를 충족시켜야 하며, 그것이 대체하려는 장기와 성능, 재질, 크기, 형상 및 무게면에서 유사하여야만 한다.

**2.3 기능분리 및 결합의 원칙**

이상에서 검토한 기능분석 및 최적해결안 선정결과에 의하여, 기능의 분리 결합에 관해 다음과 같은 원칙을 결론지을 수 있다.

(i) 안전준립설계의 원칙이 위배될 때에는 기능을 분리하면 해결 가능하다.

(ii) 안전준립설계의 원칙에 위배되지 않는 한 기능 결합이 바람직하며, 안전준립설계의 원칙은 생체조화설계의 원칙에 우선한다.

(iii) 체적감소를 위한 생체조화설계의 원칙을 만족시키기 위해서는 다음과 같은 방법을 따른다.

(가) 재질의 성능 최대화: 재질의 물리적, 화학적 성능이 향상됨에 따라 요소의 크기를 줄이거나 부품수를 감소시킬 수 있으므로 제일 좋은 성능의 재질을 선택한다.

(나) 기능결합: 여러가지 요소로 실현되는 서로 다른 기능을 하나의 요소로 실현시킨다.

(다) 힘 전달경로의 최단화: 일을 하는데 필요한 힘이 전달되는 과정에서 중간에 매개되는 요소와 과정 수를 최소화 시킨다.

(라) 작용 원리의 대체: 기능을 수행할 수 있는 물리적 원리를 다양하게 비교하여 보다 간단한 원리로 대체한다.

**2.4 상세설계**

**(1) 최적설계의 기준 및 원리**

작동기를 구성하는 각 요소의 최적설계 기준은 첫째, 그것들이 조합하여 구성하는 작동기가 일정 기간 고장없이 기능을 수행할 수 있는 충분한 안정성을 보장하는 것이며(안전준립설계의 원칙), 둘

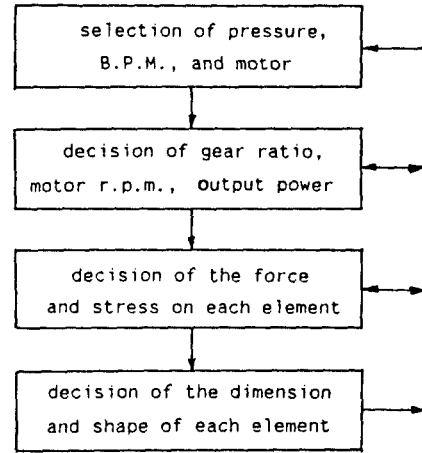


Fig. 8 Flow chart of detail design

째, 크기와 무게는 가능한한 작고 가볍게 하는 것이다(생체조화설계의 원칙).

따라서 작동기는 작은 크기로서 충분한 압력을 낼 수 있는 힘을 지녀야 하고 가능한한 크기도 작아야 한다. 작동기의 힘은 모터의 힘과 기어비에 의해 결정되고, 체적은 펌프통에 의해 결정되며, 무게는 작동기를 구성하는 각 요소의 재질과 크기에 의해 결정된다. 이때 최적기어비가 결정되면 체적과 무게에 미치는 각 요소의 영향은 독립적으로, 각 요소의 파괴를 일으키지 않으면서 일정 수명을 이상없이 작동할 수 있는 최소의 크기를 갖도록 하면 최적설계가 만족된다. 상세설계 과정을 개략적으로 나타내면 Fig. 8과 같다.

**(2) 최적기어비의 결정**

모터의 힘이, 요구하는 심실압력을 발생시킬 수 있을 정도로 충분하면 힘을 키워줄 필요가 없으므로 기어열이 필요치 않으나, 체적과 무게상의 제약 때문에 가능한한 소형인 모터를 사용해야 하므로 모터의 힘을 확대시키기 위해 기어열이 필요하다. 그러나 기어비가 필요이상으로 크면 작동기의 관성모멘트가 증가하고 효율이 감소하므로 기어비는 너무 커서도 안된다.

모터의 동력은 토크와 각속도의 곱의 형태로 발생되어 중간의 동력전달 요소를 거쳐서 최종적으로는 작동기의 진행방향 힘과 속도의 곱의 형태로 혈액주머니에 전달된다. 작동기의 운동에 저항하는 저항력은 작동기와 혈액주머니의 접촉면적에 혈액주머니 내부의 압력을 곱한 값이므로 작동기가 가

저야 되는 최소의 힘은 접촉면적과 예상최대 혈압을 기준으로 하여 결정된다. 작동기가 구르면서 진행하므로 작동기의 최소토크는 저항력에 작동기의 반경을 곱한 값을 가져야 하며, 기어열의 최소기어비는 작동기의 소요최소 토크를 모터의 정격토크와 동력전달부에서의 기계효율로 나누어 줌으로써 결정된다. 현재 구할 수 있는 모터중에서 그 크기가 제일 작고 출력이 큰 모터(S/M566-18)를 기준으로 하였을때의 최소기어비는 26.5이다. 적은 체적을 차지하면서 높은 기어비를 낼 수 있고 대칭성을 가질 수 있는 기어열은 유성기어열이므로(하모닉 드라이브는 기성제품을 사용할 경우 제원을 설계자 마음대로 결정할 수 없음) 기어열은 3개의 유성기어를 가지는 유성기어열로 결정한다.

한편 태양기어는 언더컷 방지를 위한 최소 잇수와 토크 전달을 위한 최소 축직경 등을 고려하여 그 피치원 직경에 제한이 부과되고, 내면기어는 작동기의 직경보다 커서는 안된다는 조건과 최소 림두께 등을 고려하여 그 피치원 직경이 제한된다. 또한 세 유성기어의 대칭적인 조립조건으로부터 기어잇수에 대한 제한 조건이 부과 된다. 작동기의 직경은 인공심장이 흉곽내에 설치되어 주변장기를 압박하지 않아야 한다는 해부학적 조건으로부터 그 최대 제원이 제한된다.

따라서 최적기어비를 결정하기 위한 최적설계 문제는 위에서 언급한 각종 제한조건을 만족시키며 최소기어비보다 큰 기어비중에서 실현가능한 제일 작은 기어비를 찾는 일이다. 이를 만족하는 최적해는 모듈 0.5이고 기어비가 28인 2단 유성기어열이다(18,19).

### (3) 각 기계요소의 최적제원과 형상의 결정

모터의 직경은 강도의 관점에서 결정하고 공진가능성을 검토하였으며, 로테이터에 끼울 때의 축의 지름간섭량을 결정하였다.

모터의 제어를 위한 모터의 회전수는 기하학적인 관계에서 결정된다. 베어링은 베어링 선정공식에 의해 5년의 수명을 보장할 수 있도록 선정되었다.

기어는 적정 기어비를 보장할 수 있는 잇수와, 굽힘강도, 피팅, 스코어링에 대비하여 제원을 결정하였다. 이 때의 기준은 AGMA의 기준과 Lewis 등의 설계공식을 적용하여 그 중에서 보다 안전한 쪽을 택하였다.

기타 각 요소의 형상·제원등은 강도 및 기하학적인 관계에서 결정되었다(18~26)

### (4) 펌프의 작동원리와 구조

펌프는 크게 좌심실과 우심실 및 중앙의 작동기 등 세부분으로 구성되어 있고, 작동기가 곡선 궤적에 따라 좌우로 왕복운동함에 의해 좌우심실이 교대로 수축 팽창을 하게 된다(Fig. 9)(18,27).

작동기는 펌프의 높이를 낮추기 위해 원통형으로 되어 있으며, 그안에 들어 있는 모터가 회전방향을 반복해서 바꿈에 따라 원통 둘레에 파인 몸통기어와 바닥의 래크가 맞물려 작동기가 좌우로 움직인다(Fig. 10).

작동기를 구성하는 요소들의 형상과 품목은 Fig. 10, Fig. 11 및 Table 5와 같다.

### (5) 제어시스템

인공심장의 제어시스템은 크게 위치제어부, 속도 제어부 및 동력제어부의 세부분으로 구성 되어 있

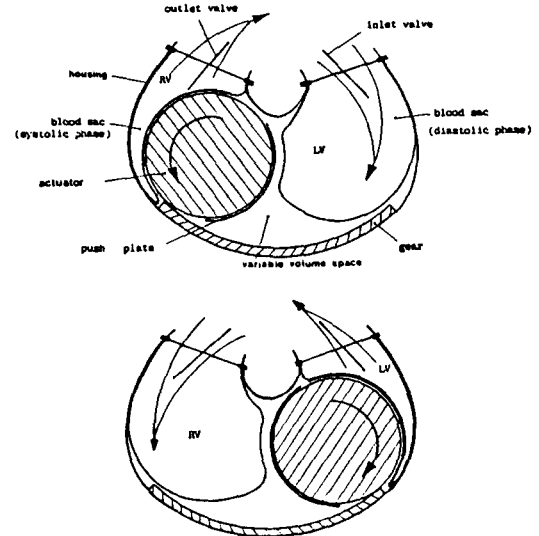


Fig. 9 Schematic diagram of blood pump

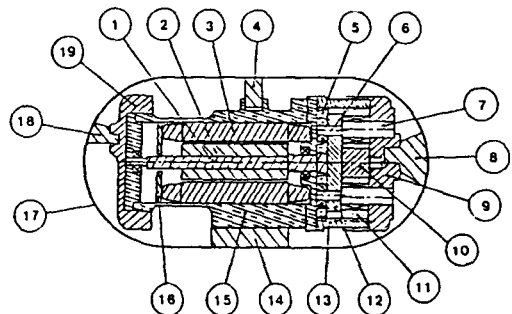


Fig. 10 Structural sketch of the actuator

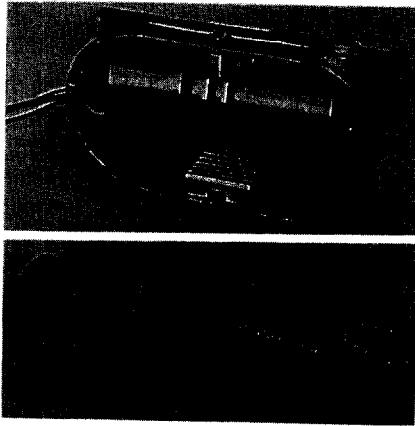


Fig. 11 Photograph of assembled and disassembled actuator

Table 5 Parts list of mechanical components

Part	Qts	Description	Material
1	1	Motor shaft	SCM-4
2	1	Rotor	S/M 566-18
3	1	Stator	S/M 566-18
4	1	Mechanical brake	Ti-6Al-4V
5	3	1st planetary gears	Ti-6Al-4V
6	3	1st gear shafts	SCM-4
7	3	2nd gear shafts	SCM-4
8	1	Frontal guide bar	S45C
9	1	Frontal guide cap	MC Acryl
10	1	2nd sun gear	S45C
11	3	2nd planetary gears	Ti-6AL-4V
12	1	Follower	S45C
13	1	Internal gear	S45C
14	1	Rack	S45C
15	1	Motor housing with surface engraved gear	Duralumin
16	1	Hall effect sensor board	S/M 566-18
17	1	Actuator frame	Stainless Steel Pl.
18	1	Rear guide bar	S45C
19	1	Rear guide cap	MC Acryl

다. 브러쉬리스(bushless) DC모터의 회전각도를 계측하는데는 로터 자석의 자장의 세기에 의해 작용하는 홀이펙트 센서(hall effect sensors)를 사용하며, 로우터가 회전함에 따라 발생하는 연속적인 펄스를 위치와 속도의 제어에도 이용한다.

위치제어부에서는 홀이펙트 센서로부터 나오는 출력펄스를 합산하여 그 값이 미리 정해진 기준치에 도달하면 모터의 회전방향이 바뀌도록 지시하고

그때부터 출력펄스를 새로이 합산한다. 이와같은 방식을 사용하면 기준치 값만을 변경함으로써 작동기의 이동거리를 쉽게 조절할 수가 있다.

홀이펙트센서의 펄스수는 주파수-전압 변환기(F-V converter)의 입력원으로 사용됨으로써 속도제어장치에서의 모터속도 계측에도 이용된다. 계측된 속도 신호를 기준속도 파형과 비교하고 그에 의한 오차신호(error signal)를 이용한 PID(proportional-integral-derivative)제어기를 통해 동력 제어부를 구동시킨다. 이때 비교되는 기준속도 파형은 위치의 함수로 주어지며 모두 64개의 서로다른 파형으로서 두개의 EPROM(erasable programmable read only memory)에 저장된다<sup>(9,28)</sup>. 각 심실의 팽창기간은 작동기가 한쪽끝 위치에서 정지하고 있는 기간으로 조절하며, 이들 속도파형의 선정 및 좌우심실의 팽창기간은 수동적인 방법이나 자동적인 방법으로 조절할 수 있게 되어 있다.

동력제어부에는 삼상 풀브릿지(full bridge) MOSFET (IRF 540, I & R)인버터를 사용하는 PWM(pulse width modulation)방식을 이용하며, 전류감지 리지스터(registor)에 의해 전압강하를 측정하여 모터에 부하로 작용하는 대동맥 압력의 예측과 한계전류를 계측한다. 마이크로프로세서를 사용하여 여러가지 제어인자들을 자동적으로 공급할 뿐만 아니라 박동수, 좌우심실 팽창기간 비율(S/D ratio) 및 대동맥 압력 등과 같은 인공심장의 작동상태가 표시되게 되어 있다<sup>(28)</sup>.

### 3. 토의 및 결론

본 논문에서는 체계적인 설계원리와 방법론에 따라 인공심장을 설계하였다. 정확하고 세분화된 기능분석과 다양한 설계변이 기준에 따라 가능한 모든 형태의 작동원리들을 검토하여 종래의 모델들과는 다른 새로운 원리와 형태를 가지는 인공심장용이하게 설계할 수 있었다.

그 결과 새로이 설계된 모델은 그 외곽형태가 곡선형태일 뿐만 아니라 밸브간의 거리가 가까워서 생체 혈관과의 결합성이 좋고, 임펠러형이 아니어서 혈구파괴 가능성이 적으며 모터를 심장안에 내장한 원리이어서 완전 내장이 가능하다. 또한 작동기의 형태가 사각형이나 구형이 아닌 원통형이어서 생체내장 가능성 여부를 결정짓는 제원중에서 제일 중요한 인자인 높이를 현저히 줄일 수 있게 되었

다. 이러한 장점들은 종래의 다양한 모델들이 각각 가지고 있던 결점들을 거의 극복한 것이어서, 결과적으로 새로운 시스템을 설계함에 있어서 체계적인 설계방법론을 적용하는 것이 매우 타당하고 효과적임을 입증하였다.

또한 본 논문에서 제시된 인공장기 설계의 원칙과 기능분리 기능결합 적용의 원칙은 앞으로 인공심장 이외의 인공장기를 설계하는데 있어서도 매우 효과적으로 적용될 수 있을 것으로 판단된다.

본 논문에서 개발된 모델은 위에서 언급한 여러 가지 이론적인 장점들을 가지고 있으나, 타모델들과는 작동원리와 형태가 전연 상이하므로 타모델에서 나타나지 않았던 새로운 문제점이 발생할 가능성이 있고, 인체내에 내장시키기에는 그 크기와 무게를 좀더 줄여야 하므로 앞으로 다양한 생체실험과 모의순환실험에 의해 그 실제성능과 내구성등이 확인 되어야만 한다.

### 참 고 문 헌

- (1) Pierce, W.S., 1983, "Artificial Hearts and Blood Pumps in the Treatment of Profound Heart Failure", *Circulation*, Vol. 68, No. 4, p. 883~888.
- (2) Akutsu, T., 1975, "Artificial Heart", Igaku Shoin, Tokyo.
- (3) Tsunamasa, I., et al., Aug. 1985, "人工臓器", *醫學のあゆみ*, Vol. 134, No. 9.
- (4) Devris, W.C., Anderson, J.L., Joce, L.D. et al., 1984, "Clinical use of the Total Artificial Heart", *N. Eng. J. Med.* Vol. 310, No. 5, pp. 273~278.
- (5) 민병구, 한동철, 천길정 외, 1988, "인공심장 개발에 관한 연구", *과학기술처 특정연구개발 연구보고서*.
- (6) Jarvik, R.K., Jan 1981, "The Total Artificial Heart", *Sci. Amer.*, pp. 74~80.
- (7) Pierce, W.S., 1986, "The Artificial Heart-1986: Partial Fulfillment of a Promise", Vol. XXXII *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, pp. 5~10.
- (8) Rosenberg, G., Snyder, A.J., Landis, D.L., et al., 1984, "An Electric Motor-Driven Total Artificial Heart: Seven Months Survival in the Calf", Vol. XXX *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, pp. 69~74.
- (9) Rosenberg, G., Snyder, A.J., Weiss, W., et al., 1982, "A Cam-Type Electric Motor-Driven Left Ventricular Assist Device", *Trans. of ASME*, Vol. 104, pp. 214~220.
- (10) Rosenberg, G., Snyder, A.J., Landis, D.L., et al., 1982, "An Electric Motor Driven Total Artificial Heart", *IEEE Frontiers of Eng. in Health*, pp. 111~116.
- (11) Lioi, A.P., Orth, J.L., Crump, K.R., et al., 1988, "In Vitro Development of Automatic Control for the Actively Filled Electrohydraulic Heart", *Artificial Organs*, Vol. 12, No. 2, pp. 152~162.
- (12) Shumakov, V.I., Griaznov, G.M., Zhemchuzhnikov, G.N., et al., 1983, "Implanted Artificial Heart with Radioisotope Power Source", *Artificial Organs*, Vol. 7, No. 1, pp. 101~106.
- (13) Schistek, R., Genelin, A., Hager, J., et al., 1982, "Total Implantable Axial Nonpulsatile Blood Pump for Left Ventricular Assist and Total Artificial Heart Replacement", Vol. XXXIII *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, pp. 589~593.
- (14) Pahl, G., Beitz, W., 1977, "Konstruktionslehre", Springer-Verlag Berlin.
- (15) Hubka, V., 1982, "Principles of Engineering Design", Butterworth, Zurich.
- (16) French, M.J., 1985, "Conceptual Design for Engineers", Springer-Verlag, N.Y.
- (17) Schmidt, R.F., Thews, G., 1983, "Human Physiology", Springer-Verlag, N.Y.
- (18) 천길정, 1988, "모터구동형 인공심장의 기계적 설계에 관한 연구", *서울대학교 박사학위논문*.
- (19) Dudley, D.W. 1962, "Gear Handbook", McGraw-Hill, N.Y.
- (20) Houghton, P.S., 1976, "Ball and Roller Bearings", Applied Science Publishers, London.
- (21) Pinkus, O., 1961, "Theory of Hydrodynamic Lubrication", McGraw-Hill, N.Y.
- (22) Spott, M.F., 1964, "Mechanical Design Analysis", Prentice-Hall, N.Y.
- (23) Johnson, R.C., 1980, "Optimum Design of Mechanical Elements", John Wiley & Sons, N.Y.
- (24) Crandal, S.H., 1959, "An Introduction to Mechanics of Solids", McGraw-Hill, N.Y.
- (25) Tse, F.S., Morse, I.E., Hinkle, R.T., 1963, "Mechanical Vibrations", Allyn and Bacon, Boston.
- (26) Roark, R.J., 1975, "Formulas for Stress and Strain", McGraw-Hill, N.Y.
- (27) Han, D.C., Min, B.G., Cheon, G.J., et al., 1988, "Motor-Driven Artificial Heart", U.S. Patent 4718903.
- (28) 김희찬, 1989, "전동기 구동형 인공심장의 제어에 관한 연구", *서울대학교 박사학위논문*.