인공자궁 태반 시스템 모델화 구현

김 재 열
(조선대학교 정밀기계공학과 교수)

마 상 동
(조선대학교 대학원)

김 창 현
(조선대학교 대학원)

1. 서 론

조산은 전분만의 10%를 차지하는 중요한 사회적, 경제적, 의학적 문제로서 많은 학자들이 조산의 문제를 해결하고자 노력하여 왔다. 그러나, 이러한 노력들에도 불구하고 현재 조산을 예방하고 치료할 수 있는 방법은 여의치 않다. 조산으로 말미암아 발생하는 조산아의 각종 후유증과 그로 인한 사회경제적인 부담이 큰 문제가 되고 있는 실정이다.

현재 접근중인 조산문제의 해결은 조산 억제재 등의 원인적 접근보다는 조산아로 인한 영아 사망률을 해결하고자 하는 신생아 집중치료의 방향으로 나아가고 있는 실정이며, 현재 사용되는 신생아 집중치료의 방법들로는 폐표면 활설물질의 투여, 인공환기법, 액채환기법 등 신생아의 폐숙성과 장기의 미성숙으로 인한 합병증을 줄여주고 하는데 그 주안점을 두고 있으나, 여기에도 한계성이 있다는 것이 문제가 된다. 즉, 태아는 산모의 뱃속에서 양수로 충만된 환경속에서 생활함으로서 폐순환 대신에 태아순환을 통해 낮은 산소포화도와 산소분압을 유지하므로 태아의 생활에 절대적으로 필요한 환경을 충족시켜야만 한다.

그러므로, 인공자궁 태반 시스템의 개발을 통하여 자궁내 환경과 유사한 환경에서 태아의 생존을 유지시키며, 또한 회복시키는 방법은 아직 선진 여러나라에서도 미개척 분야로 남아 있으며, 다가오는 21세기에 인류의 복지와 건강문제를 위해 반드시 해결하여야 할 중요한 사안으로 깊이 인식되고 있다.

2. 인공자궁 태반 시스템

Extracorporeal Membrane Oxygenation은 수술중 실시하는 체외 순환과는 달리 흉곽외의 혈관을 이용하는 심폐우회술(Heart-Lung Bypass)을 말한다. 본 시스템에서는 기존의 ECMO를 태아용으로 개선하여 인공자궁 태반의 기능을 갖는 모델을 구현한다.

첫 번째로 인공자궁의 모델인 Chamber는 실제 산모의 자궁이 임신주수와 태아의 크기에 비례하므로이러한 사항들이 반드시 반영되어야 하며, 다음으로 인공태반의 모델에 있어서 막형 인공폐의 가스교환은 인공폐의 기상(Gas Phase)으로 흐르는 유량 및 압력이 혈액상의 기준보다 과도하지 않도록 조절하여야 한다. 만약, 이러한 사항이 과도하게 되면 막(Membrane)을 통한 공기 색전증의 원인이 될 수 있다. 이러한 특성을 지닌 인공자궁 태반 시스템은 3가지로 대별되며, 역시 모체의 자궁역할을 하는 인공자궁으로서 Chamber 형태를 하고 있으며, 여기에 양수역할을 하게되는 생리용액이 충만하게 된다. 인공자궁의 내부는 완벽한 무균상태를 유

지할 수 있도록 외부와 차단으로 감염의 위험성을 배제하여야 한다. 또한, 본 시스템의 중추부라고 할 수 있는 인공태반은 태아의 혈액이 순환하면서 산소와 이산화탄소의 교환이 이루어지는 부분이다. 1950년대부터 개심수술을 위한 인공심폐기의 임상이용이 시작되었으나, 이러한 이용에서 어려운 점은 첫째로 너무 큰 혈액 저장용기로 인하여 혈액량의 조절이 어려울 뿐만 아니라, 응고를 방지하는 일이 문제이며, 둘째로 혈액이 직접 산소에 노출됨으로서 혈구세포와 단백질이 파괴되는 단점이 있다. 이는 혈액을 지속적으로 흐르게 하는 방법을 적용함으로서 보완이 가능하며, 막형 산소교환기(Membrane Oxygenator)는 가스가 확산 가능한 실리콘 Polymer의 막에 의하여 두 부분으로 나뉘는데 한쪽은 산소가 지나가고 다른 한쪽은 혈액이 흐르게 된다. 태아의 산소요구량을 충족하기 위하여 혈류량을 증가시키면 혈색소의 포화도가 떨어지게 되고, 혈류량을 줄이면 산소공급이 감소하므로 혈색소의 적정 포화도와 혈류량 크기를 최대산소 이동이 가능한 상태로 유지하여야 한다.

두 번째로 인공태반과 태아 사이의 연결매체인 제대혈관의 처리문제인데 태아의 제대혈관은 굵기가 매우 가늘고 약하여서 지속적으로 순환을 유지시켜 주기에는 많은 문제점들이 있다. ECMO에서는 경동정맥을 사용하는데 반하여 인공자궁 태반 시스템에서는 제대혈관인 제대정맥에 Polyvinyl chloride관을 삽입함으로서 장기적인 순환을 가능하게 한다.

마지막으로 태아의 산소포화도와 pH, CO_2등등의 농도가 측정되도록 하며, 순환이 이루어지기 앞서서 신성동결혈장, 응축혈구, 혈소판 등을 순환 시스템의 내에 확보해 두는 문제등이 고려되어야 한다 태아를 인공자궁내 양막 속에 부유시키기 위한 지지역할을 하는 제대가 가느다란 도관으로 가능한 지의 유체역 학적인 방법을 연계하여 고려하여야 한다.

3. 인공자궁 태반 시스템 모델 구현

ECMO가 시작되면 ECMO 회로는 환자의 혈액순환의 일부가 되고, 환자의 혈액이 중력의 차이에 의하여 정맥 내에 삽입되어 있는 카테타를 따라서 체외로 배액(Drainage) 되기 시작한다. 카테타의 단면적이 흐름의 저항을 결정하는 주된 인자이기 때문에 카테타의 내경이 클수록 더 많은 혈액이 배액될 수 있다. 이 카테타는 연결관에 의하여 배액회로인 Pol- yvinylchloride(PVC) 튜브에 연결된다. 연결관을 사용하였을 경우 추가로 연결관의 상부를 나일론띠(Ty-Band)로 강화시켜야 안전하다. 배액회로의 하부에는 저장소(Bladder)가 위치하며 경보장치가 롤러펌프(Roller Pump)와 연결되어 있어서 배액되는 혈액량이 적어지면, 저장소가 위축되며 펌프의 회전을 제어할 수 있는 자동제어장치가 위치한다. 롤러펌프는 회로의 심장구실을 하여 혈액을 인공폐(Artificial Lung)로 보내는 역할을 한다. 이곳에서

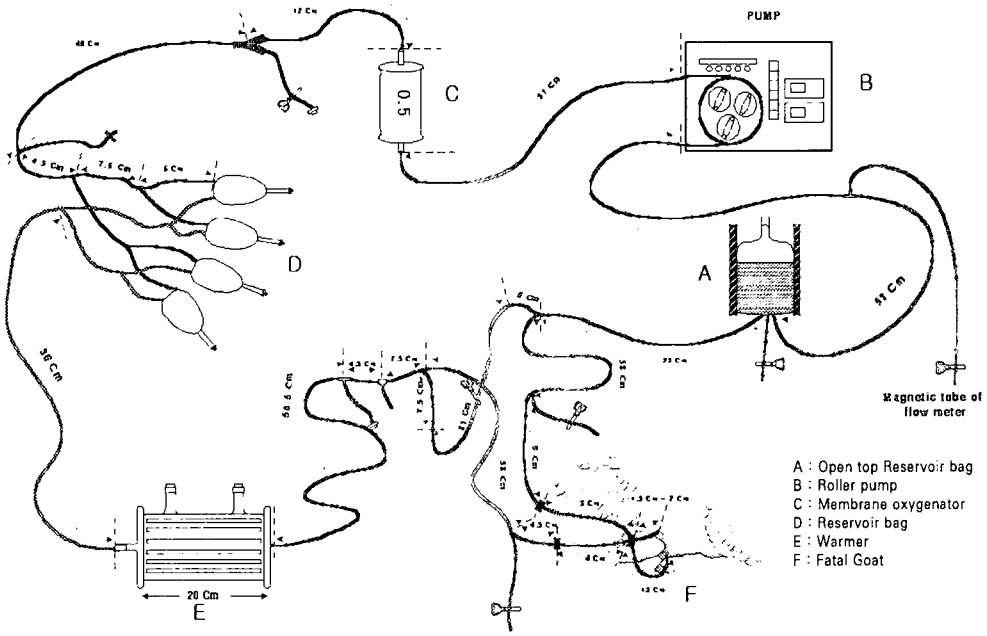

그림 1. The Circuit of ECMO.

정맥혈이 산소화 되어 동맥혈액으로 변화하게 된다. 동맥혈은 열교환기(Heat Exchanger) 내를 통과하면서 혈액의 온도가 환자의 체온과 동일한 정도로 상승하게 되며, 동맥혈 카테타로 흐르게 된다. 롤러펌프를 지난 회로의 일부분에서 회로내의 압력을 측정하는 것이 안전하며, 보통 인공폐의 전후에서 압력을 측정하기도 한다. 동맥카테타는 우측 총경동맥(Common Ca- rotid Artery)을 통하여 동맥궁 상방에 위치하며, 동맥혈액이 이 카테타를 통하여 환자의 체내로 관류하게 된다.

본 연구에서 중요시되는 분야는 혈류의 흐름속도와 혈류량에 의해 태아의 생명이 기본적으로 유지되는 이유로 혈류 자동조절 시스템이며, 크게 다음의 세부분으로 나눌 수 있다.

3.1 혈액 순환용 롤러펌프

ECMO의 심장부분을 담당하는 펌프는 회로내 혈액을 이동시키기 위한 목적으로 사용되는데 기본적으로 양전위 펌프(Positive Displacement Pump)와 수역학(Hydrodynamic Pump)의 두 종류로 나누어 볼 수 있다. 양전위 펌프는 작동공간의 주기적인 변화에 의해 액체 이동을 위한 에너지 전이가 일어나는 펌프를 말하고, 수역학 펌프는 작동공간의 변화 없이 추진기의 회전에 의한 에너지 전달로 액체가 이동하는 형태를 말한다.

양전위 펌프에 해당하는 펌프로 롤러펌프(Roller Pump)와 전기구동형 박동펌프(Electrically-Powered Pulsate Pump) 등이 있다. 여기서 전기구동형 펌프는 순환보조장치에 사용되는 형태이고 체외순환용으로는 롤러펌프가 사용되고 있다. 또한 수역학 펌프로는 원심펌프(Centrifugal Pump)가 상용되고 있다.

ECMO에 사용되는 롤러펌프는 회전하는 두 개의 롤러에 의하여 튜브가 압축되면서 내부의 혈액이 펌프의 회전방향에 따라 움직이게 된다. 롤러펌프의 박출량은 롤러의 회전속도와 롤러펌프에 장착된 튜브직경에 의해 결정된다. 튜브가 압축될 때 튜브 내에는 고압이 발생하고, 용혈(Hemolysis)이 발생할 수 있으나 알맞게 조임이 이루어지면 어느 정도 안전하게 사용할 수 있다.

3.2 혈류속도의 측정센서

혈액펌프가 회로 내를 순환하는 혈액의 속도를 측정함으로서 펌프속도를 일정하게 제어하기 위한 신호를 감지하는 센서부가 있다. 센서부의 각 센서들은 저장소(Reservoir)에 설치되어 있는 센서의 신호를 감지하여 센서 Unit으로 보내고, 센서 Unit에서 출력되는 각 신호는 본 연구의 최종목표인 혈액의 흐름속도의 제어를 위한 감지신호를 펌프의 제어부에 전달한다. 회로 내를 순환하는 혈류의 흐름이 정상상태로 유지할 수 있도록 각 센서별로 정해진 펌프속도의 제어신호를 OP앰프에서 Zero Set 전압과 조합되어 정상상태의 펌프속도로 일정하게 유지할 수 있도록 피드백 제어형식으로 설계하여 제작한다.

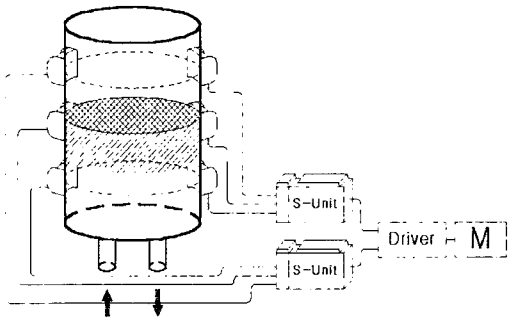

그림 3. The sensing unit around reservoir.

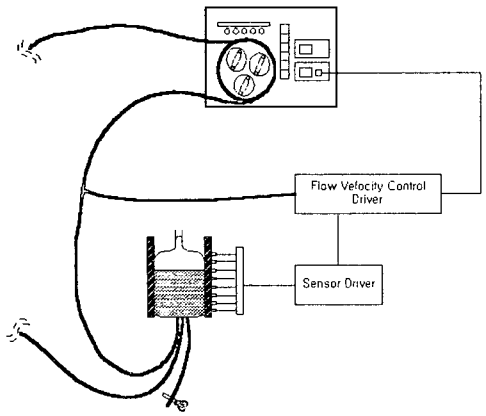

그림 2. The control system for blood circulation.

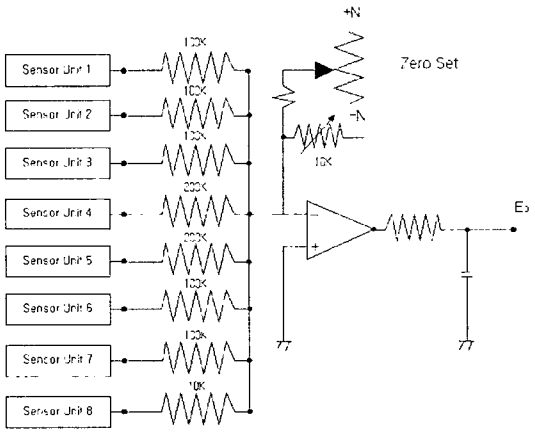

그림 4. The sensing circuit of blood level.

센서 Unit의 각 센서별로 정해진 고유저항은 센서별로 신호의 감지위치에서 혈류의 흐름이 발생할 때 고유의 처리에 의하여 DC 모터의 속도를 증가시키거나 감소시켜서 인공자궁 태반 시스템 내를 순환하는 혈액의 속도를 항상 정상상태가 되도록 자동으로 제어할 수 있다.

3.2 모터 구동 시스템

센서에서 감지한 신호를 이용하여 혈액을 순환시킬 수 있는 롤러를 구동시키는 모터구동부가 포함된다. 모터구동부는 저장소(Reservoir)에 설치되어 있는 적외선 센서의 신호를 감지하여 회로 내를 순환하는 혈액의 흐름과 관련한 이상여부를 확인하여 혈액량이 감소 또는 증가에 따른 경보음과 함께 롤러펌프의 속도를 제어할 수 있도록 모터구동부의 제어장치를 적용하였다.

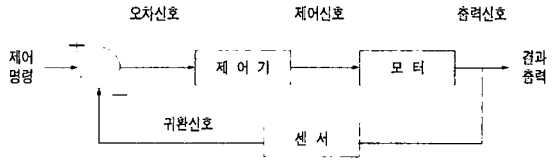

그림 5. The block diagram of motor control system.

서보모터를 이용한 제어시스템 블록선도에서 시스템의 성능은 제어기(Controller)에 의하여 결정된다. 즉, 제어기의 입력신호인 오차신호가(=제어명령-궤환신호)가 제어기에서 어떻게 처리되느냐에 따라 전체 시스템의 성능이 결정된다.

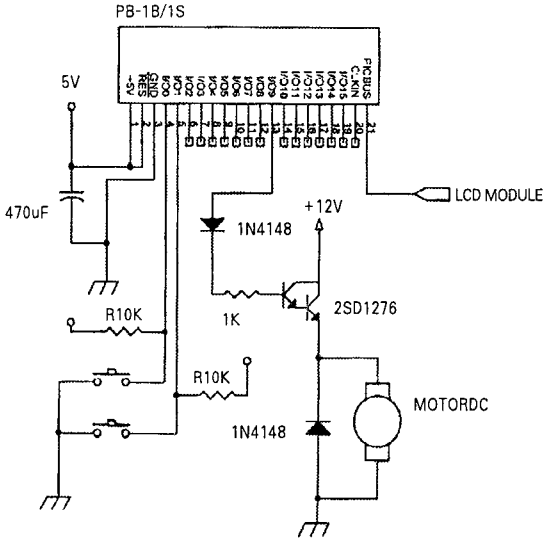

그림 6. The control circuit of DC motor.

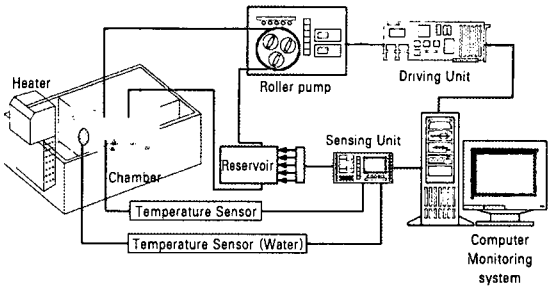

그림 7. The materializing system of ECMO.

시스템의 제어성능을 결정하는 제어기에는 여러종류가 있지만 가장 일반적이며 우수한 제어특성을 나타내는 비례미분 제어기를 사용한다.

4. 결 론

인공자궁 태반 시스템의 구현 모델은 모니터링 시스템과 혈류측정 및 순환장치로 구성하여 적용한다.

펌프와 제대정맥 사이에 막형산화기와 Reservoir Bag(50~60ml)을 설치하여 펌프의 압력이 태아의 심장으로 직접적인 부하를 주지 않도록 설계하였으며, Heat Exchanger를 설치하여 수조의 온도를 일정(42℃)하여 유지하였다.

구현된 인공자궁 태반 시스템 내의 순환 혈류량을 Reservoir Bag에 설치된 적외선 센서를 통하여 감지하고, 수조(2중구조;중탕)의 수온을 기준으로 태아의 체온과 변화량 비교를 통하여 시스템 내의 순환 혈류량이 항상 적정한 상태(223±15.2㎖/min)로 순환할 수 있도록 인공자궁 태반 시스템을 구현하였다.

참 고 문 헌

[1] Schreiner RL, Kisling JA, Evans GM, et al: Improved survival of ventilated neonates with modern intensive care. Pediatricts 66:985, 1980.

[2] Markestad T, Fitzahardinge PM: Growth and development in children recovering from bronchopulmonary dysplasia. J Pediatr 98:597, 1981

[3] Dorson WJ, Baker E, Cohen ML, et al: A perfusion system for infants. Trans Am Soc Artif Intern Organs 15:155, 1969.

[4] White JJ, Andrews HG, Reisemberg H, et al: Prolonged respiratory support in newborn

infants with a membrane oxygenator. Sugery 70-288, 1971.
[5] Bartlett RH, Gazzaniga AB, Jefferies R, et al: Extracorporeal, membrane oxygenation (ECMO) cardiopulmonary support in infancy. Trans Am Soc Artif Intern Organs 22:80, 1976.
[6] Data and Instruction Manual-Membrane Oxygenator System. SciMed Life Systems, Inc May 1984.
[7] Bartlett RH, Gazzaniga AB: Extracorporeal circulation for cardiopulmonary failure. Cur Prob Surg 15:9, 1978.
[8] Fox WW, Dura S: Persistent pulmonary hypertension in the neonate: Diagnosis and management. J Pediatr 103:505, 1983.
[9] Gersony WM: Neonatal pulmonary hypertension: Pathophysiology, classification, and etiology. Clin Perinatol 11:517, 1984.
[10] Rendmond CR, Goldsmith JP, Sharp MJ, et al: Extracorporeal membrane oxygenation for neonates. J La State Med Soc 138:40, 1986.
[11] Fyfe D, Moodie DS, Gill CC: Persistent pulmonary hypertension complicating diagnoses and treatment of total anomalous pulmonary venous return in the neonate. Cleve Clin Q 49:173, 1982.
[12] Haworth SG, Ried L: Structural study of pulmonary circulation and of heart in total anomalous pulmonary venous return in early infancy. Br Heart J 39:80, 1977.
[13] Loe WA, Graves ED, Ochsner JO, et al: Extracorporeal membrane oxygenation (ECMO) for newborn respiratory failure. J Pediatr Surg 20:684, 1985.
[14] Extracoporeal Circulation Laboratory: Extracorporeal Membrane Oxygenation Technical Specialist Manual, 7th ed. Ann Arbor, University of Michigan Hospitals, 1984.
[15] Krauss AN: Ventilation-perfusion relationships in neonates. In Thibeault DW, Gregory GA: Neonatal pulmonary Care, Reading, MA, Addison-Wesley, 1979, p 54.

저 자 약 력

성명 : 김 재 열

❖약력

2000년 9월-현재	조선대학교 정밀기계공학과 교수
2000년 1월-현재	한국비파과 검사학회 기술이사
1998년 3월-현재	한국정밀공학회 기술이사
1996년 3월-현재	한국공작기계학회 편집이사
1995년 9월-2000년 8월	조선대학교 정밀기계공학과 부교수
1991년 9월-1995년 8월	조선대학교 정밀기계공학과 조교수
1992년 6월-1992년 9월	일본 동경공대 정밀공학연구소 객원연구원
1989년 3월 -1991년 8월	조선대학교 정밀기계공학과 전임강사
1989년 3월-1991년 8월	일본 동경대 생산기술연구소 외국인 협력연구원
1987년 6월-1987년 9월	일본 Hitachi 건설기계연구소 연수생

성명 : 마 상 동

❖학력

1987년 3월-1994년 2월	조선대학교 공과대학 정밀기계공학과(학사)
1994년 9월-1997년 2월	조선대학교 대학원 정밀기계공학과(석사)
1998년 3월-현재	조선대학교 대학원 정밀기계공학과(박사과정)
1999년 8월-현재	(주)스텍트론 테크 주임연구원

성명 : 김 창 현

❖학력

1987년 3월-1994년 2월	조선대학교 공과대학 정밀기계공학과(학사)
1994년 3월-1996년 2월	조선대학교 대학원 정밀기계공학과(석사)
1996년11월-2000년 4월	(주)대우중공업 건기사업본부
2000년 9월-현재	조선대학교 대학원 정밀기계공학과(박사과정)