

혈관 삽입용 초소형 작동형 내시경의 개발(II) - 시스템 설계, 제작 및 체외 성능 분석 -

장준근 · 정 석* · 이용구**

서울대학교 정밀기계설계공동연구소

*서울대학교 기계설계학과 대학원

**서울대학교 기계항공공학부

Development of Intravascular Micro Active Endoscope (II) - System Design, Fabrication and In-vitro Evaluation -

Jun Keun Chang, Seok Chung* and Yongku Lee**

Seoul National Univ. Institute of Advanced Machinery and Design

**Seoul National Univ. Dept. of Mechanical Design & Production Engineering*

***Seoul National Univ. School of Mechanical and Aerospace Engineering*

Abstract – To predict the behavior of the intravascular micro active endoscope in the real human vascular system, a human mock circulation system was developed. The intravascular micro active endoscope which consists of micro active bending catheter and micro drug infusion catheter was driven in the velocity, Re number and temperature controlled flow. The three SMA (Shape Memory Alloy) zigzag type spring in the micro active bending catheter was heated by the electric current generated by PWM controller, and the shape memory effect made the actuator bend to any direction. The micro drug infusion catheter was driven through the inner hole of the micro active bending catheter. A mock circulation system is shaped from Ascending Aorta to Femoral artery according to a human data (the data contains many vascular sizes and hydrographs of many control points). We developed a vascular model with glass and silicone tubes, and set the flow system with circulation parts, flow settling parts, and lots of valves. The heater and heat-controller was added to the flow system to control the temperature of the flow at 36.5°C. The result showed that the developed intravascular micro active endoscope could be induced to any point in the vascular model.

Key words – Human mock circulation system, Vascular model, Intravascular micro active endoscope, Micro active bending catheter, Micro drug infusion catheter.

1. 서 론

초소형 작동형 내시경 시스템은 혈관을 타고 들어가 액티브 벤딩 기술을 이용하여 원하는 부위에 도착한 후, 내부의 소형 통로(instrument channel)를 통하여 삽입된 기능성 카테터(catheter) 시스템 혹은 초소형 작동형 내시경 자체에 장착된 기능성 기계요소들을 이용하여 인체 내부 국소 부위의 병변을 진단하고 처치할 수 있도록 하는 전체 시스템을 의미한다.

이러한 내시경 시스템에 사용되는 기능성 기계요소 혹은 기능성 카테터 시스템으로는 초소형 초음파 영상 시스템이나 마이크로 주사기(micro syringe) 시스템, 외과 수술을 위한 가위나 흡입(suction) 시스템, 혈관 확장을 위한 풍선 카테터(balloon catheter), 혈관경(angioscopy), 레이저 처치기구, 스텐트(stent) 등을 들 수 있다[1].

이러한 초소형 작동형 내시경 시스템은 혈관 내부의 진단 및 수술(intravascular/endovascular diagnosis

and surgery), 내시경 영역의 진단 및 수술(endoscopic diagnosis and surgery), 복강경 영역의 진단 및 수술(laparoscopic diagnosis and surgery) 등의 분야에 적용될 수 있다. 현재 혈관 내부의 진단 및 수술을 제외한, 내시경 영역과 복강경 영역에 적용되는 카테터 시스템은 상대적으로 큰 직경을 갖는 것이 가능하기 때문에, 몇몇 전자 내시경들이 내시경 및 복강경 영역에 집중하여 개발되어 있으나, 혈관 내부 영역에의 응용은 아직 제한적인 적용 범위를 가진 채 초보적인 수준에 머물러 있다. 특히 임상에서 많이 사용되고 있는 혈관용 카테터들은 액티브 밴딩 요소가 없이 단순하게 삽입되어, 단순한 한 가지 기능만을 할 수 있도록 제작된 것이 대부분이다.

이러한 상황에서 일본을 중심으로 액티브 밴딩이 가능한 카테터들의 개발이 활발하게 진행되고 있다. 일본 미쓰비시(Mitsubishi Cable Industries, LTD) 연구팀은 형상기억합금을 이용하여 한쪽 방향으로의 굽힘이 가능한 혈관 내시경의 제작을 수행하고 있으며 [2], 일본 동북대[3]와 올림퍼스 광학(Olympus Optical Co., LTD.)[4] 연구팀은 모든 방향으로의 굽힘이 가능한 다관절 혈관 내시경을 연구하는 중이다. 특히 동북대 연구팀의 다관절 혈관 내시경은 모든 방향으로의 굽힘이 자유롭고 각 관절이 따로 작동하는 좋은 동작특성을 가지고 있지만, 힘이 약하며 구조가 복잡하여 실제 적용에는 많은 문제점이 있는 것으로 보고되고 있다.

이러한 연구결과들을 바탕으로 본 연구진에서는 혈관을 뚫고 나갈 수 있는 적절한 강성을 보유하면서도 모든 방향으로의 굽힘이 가능한 초소형 작동형 내시경 시스템을 설계하고 제작하였으며, 여러 가지 용도의 처치가 가능할 수 있도록 각종 기능성 기계 요소들을 개발하였다. 또한 실제 혈관 내부에서의 내시경의 동작 특성을 평가하기 위하여 혈관 유동을 모사한 혈관 유동 모사 시스템을 개발하였으며, 개발된 시스템을 이용하여 초소형 작동형 내시경 시스템의 성능을 평가하였다.

2. 초소형 작동형 내시경 시스템의 설계

2-1. 내시경 시스템의 구성

본 초소형 작동형 내시경 시스템의 초기 모델은 내시경 시스템의 선단부에 여러 가지 기능성 요소들을 집적시키는 방향으로 설계되었다. 설계된 초기 모

델의 길이는 1,000 mm, 직경은 3 mm이며, 패키지 형태로 제공되는 초음파 센서나 미세 수술기구, 마이크로 펌프 등의 기능성 기계 요소들을 선단부에 달려 있는 굽힘 액추에이터 상단 혹은 그 내부에 설치하는 것으로 되어 있었다. 또한 이러한 기능성 기계 요소들은 장착 및 제거가 편리한 일회용으로 패키지화하는 것으로 개발 목표가 성립되었다[9].

그러나 실제 시스템의 각 부품들을 제작한 후, 초소형 작동형 내시경의 응용 방향과, 실제 조립 방향 및 혈관 내 운할 특성들을 함께 고려한 결과, 혈관 삽입형 작동형 카테터와 여러 가지 보조 기능을 하는 카테터를 개별적으로 제작한 후, 하나의 시스템으로 제공하는 것이 더 유리함을 알게 되었다. 즉, 내부의 가이드 와이어(guide wire) 및 자체 굽힘 액추에이터의 기능을 혼합하여 작동형 굽힘 카테터를 환부까지 전달한 후, 반지름이 굽힘 카테터의 내경보다 조금 작은 보조 기능 카테터들을 굽힘 카테터의 중공을 통하여 필요할 때마다 삽입하여 사용하는 것이다.

이러한 방식은 내시경이 혈관 내의 분지관을 통과할 때, 기존 중공 없는 내시경에 비해 선단부의 면적이 좁기 때문에 유동의 흐름면에서 유리하며, 개발 및 설계, 제작, 응용상에서 많은 이점을 갖는다. 만일 시술자가 초음파 진단 및 약물 투여가 필요할 경우 굽힘 카테터를 환부에 삽입한 후, 초음파 센서 카테터를 삽입하여 초음파 진단을 수행하고, 초음파 센서 카테터를 뺀 뒤, 다시 초소형 약물 주입 주사기 카테터를 삽입하여 약물 투여를 실시하면 되는 것이다. 따라서 본 초소형 작동형 내시경 시스템에 새로운 기능을 부여하기 위해서는 전체 시스템의 설계를 변경할 필요 없이 그 기능을 가지고 있는 카테터를 제작하기만 하면 가능하며, 시중에 이미 사용되고 있는 가이드 와이어(guide wire) 및 광섬유(optical fiber) 카테터 들도 굽힘과 길이만 맞을 경우 보조 시스템으로 사용할 수 있어 다양한 의학적인 활용이 가능하다.

또한 본 시스템은 초기 모델에 비해 제작이 용이한 장점이 있다. 하나의 카테터에 하나의 기능만 들어가기 때문에 각 기능이 서로 간섭을 일으키지 않으며, 전체 시스템의 크기를 작게 하는 것 또한 훨씬 간단해진다. 또한 선단부에 작은 기능성 요소들을 탈착하는 것보다는, 기능성 요소를 카테터에 결합한 후 완전히 봉합하고 전체를 코팅하는 것이 가

능하기 때문에 설계 및 제작이 쉽다. 더욱이 본 시스템은 기존의 카테터와 형태 및 기능이 유사하기 때문에 기존 카테터의 사용에 익숙한 시술자라면 본 시스템에도 쉽게 익숙해질 수 있을 것이다.

Fig. 1에서는 새로운 개발 방향에 따라 개발된 작동형 굽힘 카테터와 약물 주사를 위한 마이크로 주사기 카테터로 이루어진 초소형 작동형 내시경 시스템을 보여주고 있다. 개발된 전체 시스템의 새로운 사양은 다음과 같다. 전체 외경은 3mm, 총길이는 1,000mm이며, 굽힘 카테터의 내경은 2mm, 그 내부로 삽입되는 기능성 카테터의 외경은 1.5mm 이내로 유지한다. 굽힘 카테터는 생체 적합성이 보장된 실리콘(silicone) 수지를 이용하였으며, 혈관 내의 복잡한 구조를 따라서 움직일 수 있는 형상기억합금 굽힘 액추에이터를 부착하였다. 기능성 카테터에는 폴리우레탄(polyurethane)으로 코팅된 직경 1mm의 가이드 와이어(guide wire)를 이용하였다.

2.2. 초소형 작동형 굽힘 액추에이터 카테터의 제작

작동형 굽힘 카테터의 선단부에 장착되는 굽힘 액추에이터는 형상기억합금 지그재그형(zigzag) 스프링을 이용하여 제작되었으며, 120도 간격으로 배치된 3개의 스프링이 액추에이터를 모든 방향으로 구부릴 수 있다.

액추에이터와 외부를 전기적으로 연결하기 위하여 카테터에 신호선을 제작한 후, 링크를 이용하여 액추에이터를 연결하였다. 링크의 외경은 3mm이며, 내경은 2mm, 그리고 내부에는 직경 0.3mm의 홀이 4개 가공되어 3개는 형상기억합금 스프링이, 다른 하

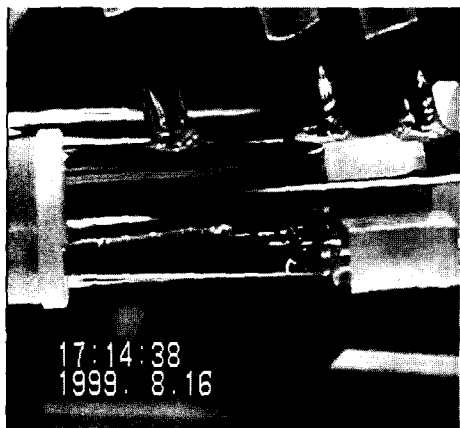


Fig. 1. Developed intravascular micro active endoscope.

나는 접지선이 고정될 수 있도록 설계되었다. 이 때, 홀이 가공된 후에는 겨우 0.1mm 정도밖에는 안 되는 살두께로 형상기억합금 자체가 발생하는 열을 견디어야 하기 때문에, 열에 잘 견디며, 튼튼하고 전기가 통하지 않는 재질이 요구되었고, 본 연구진은 공업용 플라스틱인 아세탈을 선정하였다.

두 가지 조립 방향을 만족시키기 위하여 총 세 종류의 링크를 제작하였다. 하나는 하나의 링크로 액추에이터와 카테터를 연결하는 형태이며, 다른 하나는 카테터쪽 링크와 액추에이터쪽 링크를 따로 가공한 후 결합하는 방식이다. 두 가지 모두 거의 유사한 특성을 보였으나 제작의 편의상 두 번째 방법을 이용하여 굽힘 카테터를 제작하였다. Fig. 2는 아세탈을 이용하여 가공한 선단부 링크의 사진이며, Fig. 3는 카테터쪽 링크의 사진이다. Fig. 2의 선단부 링크는 액추에이터쪽 링크로도 사용될 수 있도록 설계하였다. Fig. 4는 제작된 굽힘 카테터의 사진이다.

2.3. 초소형 약물 주사용 주사기 카테터의 제작

약물 주사용 주사기는 실리콘 미세가공기술을 이

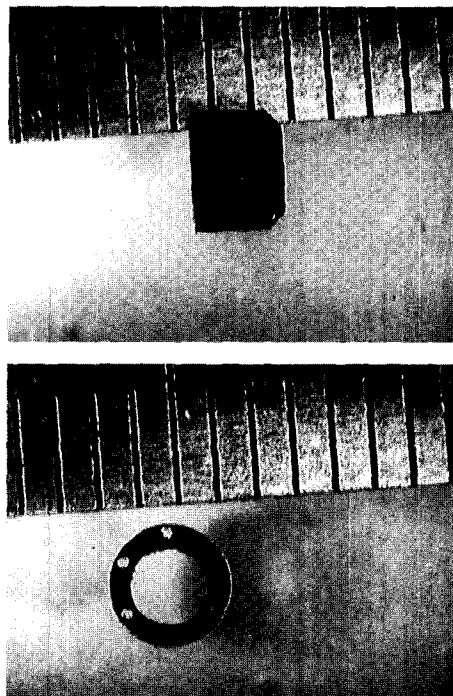


Fig. 2. Picture of the link at the tip of the micro active bending catheter.

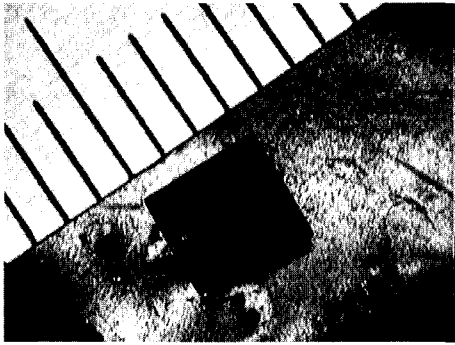


Fig. 3. Picture of the link connecting the catheter and actuator.

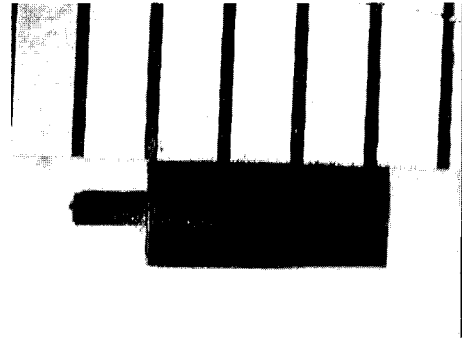
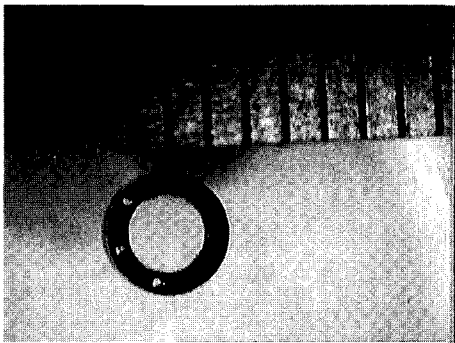


Fig. 5. Picture of the connector of drug infusion catheter.

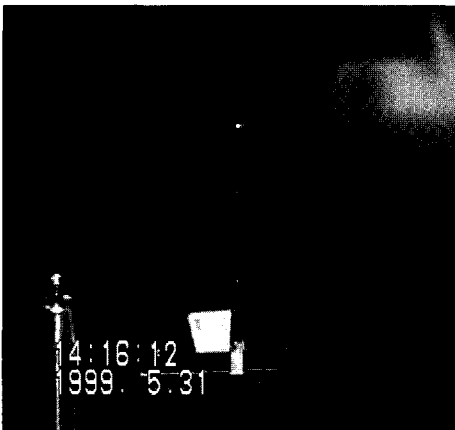
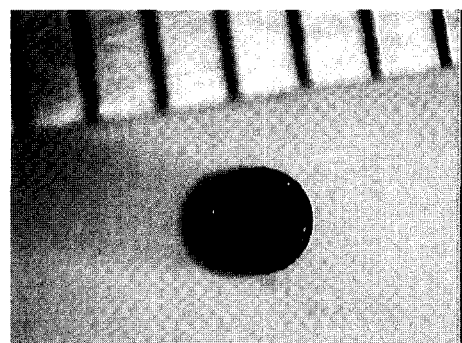


Fig. 4. Picture of the intravascular micro active endoscope.

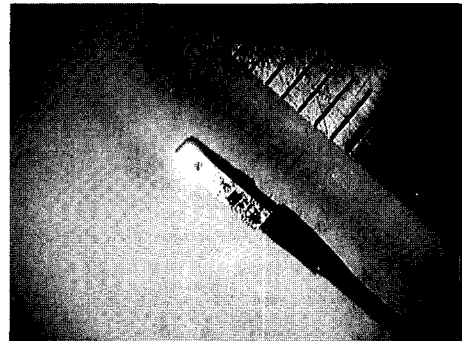


Fig. 6. Picture of the drug infusion catheter.

용하여 제작되었다. 주사 방식은 내부 충전액이 전기 분해 되면서 팽창하여 실리콘 리버로 된 멤브레인을 밀어 주사액을 방출하는 방식이며, 전체 크기는 $1.2 \times 1.18 \times 5.0 \text{ mm}^3$ 이고, 주사액이 충전되는 공간의 부피는 약 $1 \mu\text{l}$ 이다. Fig. 5는 주사기를 카테터에 연결하기 위하여 개발된 컨넥터로 직경 0.1 mm

의 도선을 고정시키기 위한 홈이 가공되어 있고, 재질은 아세탈이다. Fig. 6은 조립이 완료된 주사기 카테터를 보여주고 있다.

2.4. 내시경 시스템의 표면 보호용 박막 코팅

제작된 내시경 시스템의 혈관 내 유동에 대한 운할특성을 좋게 하기 위하여, 팔린(Parylene, (주)알파메탈 코리아, Alphametals Korea LTD.) 박막 코팅을 수행하였다. 팔린 박막은 유전율(dielectric constant)이

낮으며, 표면 저항 및 전압에 대한 저항력이 대단히 높은 특성이 있다. 또한 마찰 계수가 0.2로 낮아 혈관과의 마찰을 최소화시킬 수 있고, 또한 소수성과 생체 적합성이 있어 의료용 기기의 코팅에 적합하다 [5]. 서울대학교 마이크로시스템 기술센터에서 보유하고 있는 팔린 코팅 장비(PDS2010, Alphametals Korea LTD.)를 이용하여 팔린 코팅을 수행한 결과 증착률은 대략 1.429 $\mu\text{m/g}$ 으로 측정되었으며, 저항값은 0.3~0.4 $\text{M}\Omega\text{cm}$ 로 측정되었다.

2-4-1. 내시경 카테터상의 팔린 박막 증착

우선 팔린 박막을 증착하기에 앞서 에탄올 수용액을 이용하여 초음파 세척을 수행하였다. 이후 4°C 온도에서 30 분간 건조하여 수분 및 세척액 찌꺼기를 증발시켰고, 다시 이소프로필 알콜(IPA) 100% 용액에서 세척한 후, 80°C에서 10분간 건조하였다. 세척을 완료한 후 챔버 내에서 다음 세 가지 공정을 연속적으로 수행하여 팔린 박막을 증착하였다. 공정은 다음과 같다.

- 1) 기화(Vaporize): Di-Para-Xylene 이합체(dimer)를 형성 / 온도: 150°C, 압력: 1 Torr
- 2) 열분해(Pyrolysis): Para-Xylene 단위체(monomer)를 형성 / 온도: 690°C, 압력: 0.5 Torr
- 3) 증착(Deposition): Poly-Para-Xylene 중합체(polymer)를 형성 / 온도: 상온, 기초 압력(base pressure): 15 mTorr

팔린 박막을 성형한 카테터는 성형 이전에 비해 강성이 높아졌으며, 전기적으로 외부와 절연되었고, 외부의 습기가 침투하는 현상이 급격히 감소되었다. 또한 팔린 박막의 마찰계수가 낮기 때문에 내부 증공에 카테터를 삽입할 경우, 더 쉽게 삽입되었다.

그러나 팔린 박막을 성형할 경우, 전체 시스템의 강성이 높아지기 때문에 액추에이터의 굽힘 각도가 감소하는 현상을 보였으며, 이러한 현상을 방지하기 위하여 액추에이터의 강성을 조절하여 굽힘 각도의 감소를 보정하는 연구를 진행하고 있다.

3. 초소형 작동형 내시경의 평가를 위한 인체 혈관계 모사 시스템의 제작

3-1. 인체 혈관계 모사 시스템의 설계

제작된 액추에이터 카테터 및 주사기 카테터의 동작 성능을 평가하기 위하여 인체 혈관계 모사 시스

템을 개발하였으며, 주된 평가항목은 유체 안에서의 동작이 원활한지 여부와, 실제 체온환경에서 적절히 동작하는지 여부의 확인으로 결정하였다.

이 실험에서 필요한 조건은 실제 실험에서의 인체의 환경과 유사한 환경이다. 그 환경을 맞추기 위해 유리관과 동력펌프를 이용하여 혈관치수와 혈류가 인체와 유사한 모형을 제작하였다. 이 때, 실제 인체에서의 혈관 내부 유량은 펄스파의 형태를 갖지만, 모형에서는 일정유동으로 모사하였다. 또한 유량은 최소유량, 평균유량, 순간최대 유량을 모두 컨트롤할 수 있도록 하였는데, 이는 고정된 상부수조와 모형과의 높이 차이 그리고 펌프에서 상부 수조로 올려주는 유량을 조절해주는 측관(by-pass)밸브와, 상부수조에서 모형으로 내려오는 부분의 유량을 조절해 주는 입구밸브를 이용하여 조절하였다. 22세 남자의 각 분지별 혈류량 자료를 이용하였으며, 유량, 혈관 직경과 길이, 레이놀즈 수, 혈액의 온도를 실제 자료의 수치와 동일하게 조절하였다[6,7].

3-1-1. 혈관치수와 분지

심장상부에서 대퇴부까지의 치수는 위에서 언급한

Table 1. Arteries in human and in mock circulation system (bold)

오름 대동맥	관상동맥
대동맥 궁	팔머리동맥(Brachiocephalic artery)
	왼총목동맥(Common carotid arteries)
	왼쇄골밑동맥(Subclavian artery)
가슴 대동맥	늑골사이동맥
	위횡경막동맥
	기관지동맥
배 대동맥	식도동맥
	아래횡경막동맥
	허리동맥
	정중천골동맥
	복강동맥(Celiac Trunk : Left gastric artery, Common hepatic artery, Splenic artery)
	위장간막동맥(Superior mesenteric artery)
	중간부신동맥
	신장동맥(Renal artery)
	고환, 난소동맥
	아래장간막동맥(Inferior mesenteric artery)
총장골동맥 (common iliac artery)	바깥장골동맥(Common iliac artery)
속장골동맥(Internal iliac artery)	속장골동맥(Internal iliac artery)
iliac artery)	깊은대퇴동맥(Deep femoral artery)

자료를 사용하였다. 유리관 모형의 제작을 용이하게 하기 위하여 5 mm 이하의 분지는 무시하였고 분지의 유량이 전체 유량의 5% 이하인 경우도 무시하였다[8].

3-1-2. 혈류

인체의 펄스유동을 정상상태유동으로 단순화하였으며 순간 최대 혈류가 가능하도록 설계함과 동시에 상황에 따라 유량을 조절할 수 있도록 하였다. 혈류에 와동(vortex)이 일어나지 않기 위하여 유동 안정화 챔버(settling chamber)를 장착하였다.

3-1-3. 체온

실제 체온에 맞추기 위하여 히터 및 컨트롤러를 부착하였다. 혈관모형 유체입구에 부착한 유동 안정화 챔버(settling chamber)에서의 유체 온도를 기준으로 하였으며, 히터는 하부 수조에 설치하였다.

3-1-4. 초소형 내시경 삽입 방법

인트로듀서 시스템을 모형의 대퇴부부분에 장착하여 내시경을 삽입하였을 때 혈액대용유체가 과다하게 새는 것을 막게 하였다. 인트로듀서 시스템은 내경 3 mm의 내시경이 들어가는 스테인리스 라이너와 라이너가 삽입되는 인트로듀서로 이루어져 있는데, 인트로듀서에는 액체가 새지 않도록 마크네틱 볼밸브가 설치되어 있으며, 라이너에는 뚜껑을 씌워 새지 않도록 하였다.

3-2. 실제 모델의 제작

위의 데이터 및 필요 조건들을 이용하여 실제 모델을 제작하였다. Fig. 7은 실제 제작된 시스템의 개

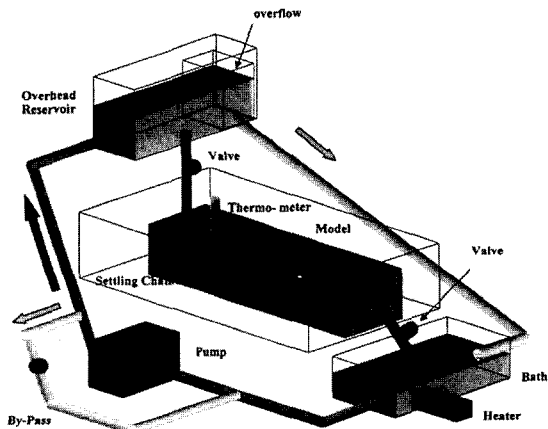


Fig. 7. Schematic drawing of the mock circulation system.

념도이며, Fig. 8은 혈관 모형의 개념도를 나타낸다. 혈관계 모사부는 유리로 제작되었으며, 수조 및 기타 부분들은 아크릴 및 실리콘 튜브를 이용하였다. Fig. 9는 실제 개발된 시스템의 사진이다.

4. 개발된 초소형 작동형 내시경의 평가

4-1. 예비 동작 실험

생체 외부 실험(In-vitro test)에 들어가기 앞서 컨트롤러를 부착한 곱힘 액추에이터의 작동 성능을 평가하였다. 평가 요소는 액추에이터가 컨트롤러에 부착된 조이스틱의 움직임을 얼마나 잘 모사하는가, 90°의 동작 각도를 보여주는가의 여부를 평가하였으며, 두 가지 평가 모두 좋은 결과를 보여주었다. Fig. 10은 초소형 곱힘 카테터가 조이스틱의 움직임에 따라 움직이는 모습을 보여주고 있다.

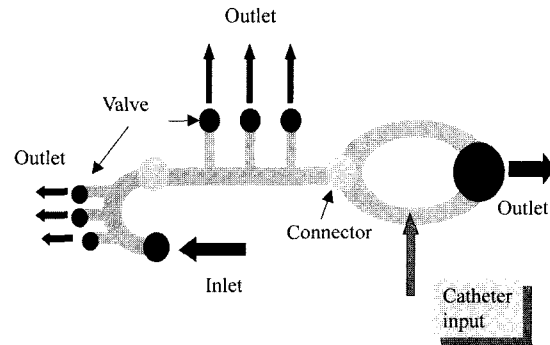


Fig. 8. Schematic drawing of the vascular system of the mock circulation system.

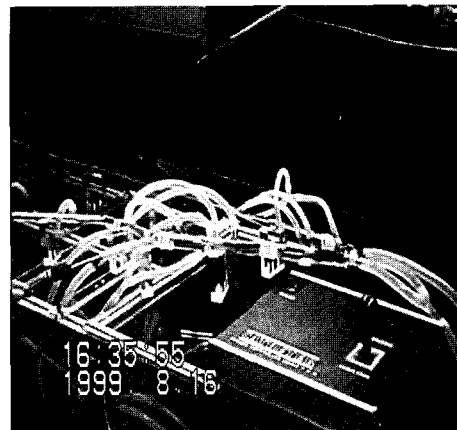


Fig. 9. Picture of the mock circulation system.

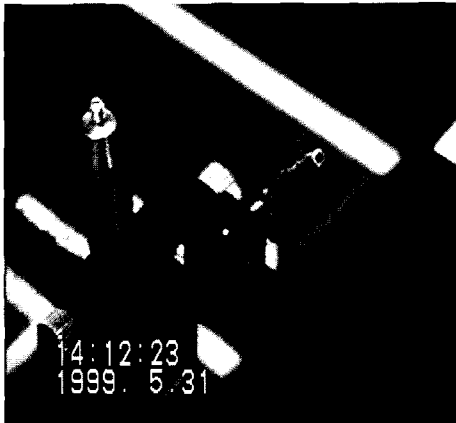
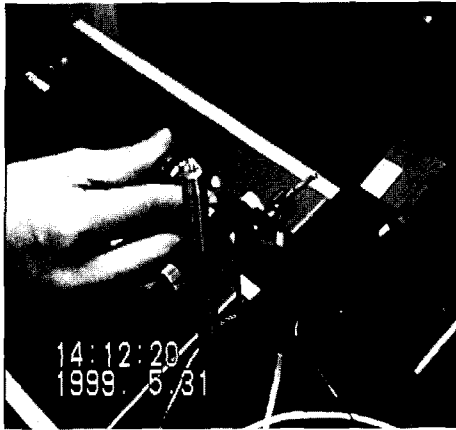


Fig. 10. Active bending test of the micro active bending catheter.

4-2. 생체 외부 실험 1: 무유량 상태에서의 동작 실험
 제작된 생체 외부 실험 장치에 유체를 채우지 않은 상태에서의 동작 실험을 수행하였다. 모사된 혈관의 각부에 이상 없는 삽입이 가능하였으며, 180° 회전하여 심장쪽으로 접근하는 것도 가능하였다.

그러나 1차 실험에서는 액추에이터 카테터 내부와 주사기 카테터 외벽과의 마찰이 커서 주사기 카테터가 잘 삽입되지 않았다. Fig. 11은 테스트 시스템의 원쇄골밑동맥으로 진입하는 초소형 굽힘 카테터를 보여준다.

4-3. 생체 외부 실험2 : 유량 상태에서의 동작 실험
 제작된 시스템에 혈액과 동일한 유량 및 레이놀즈값, 유속을 갖는 유동을 흘린 후, 인트로듀서를 이용하여 액추에이터 카테터의 동작 특성 및 주사기 카테터의 삽입 실험을 수행하였다. 혈액과 동일한 조

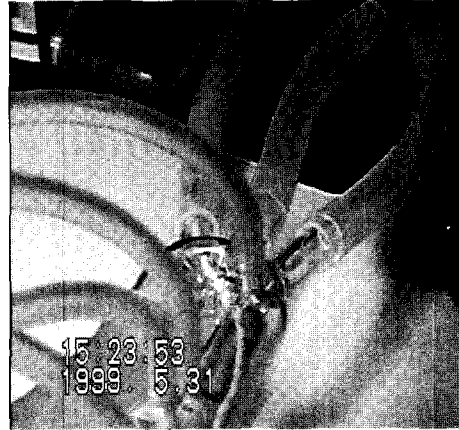


Fig. 11. Active bending catheter put into the Subclavian artery in no flow condition.



Fig. 12. Introducer system.

건을 맞추기 위하여 실험은 체온과 동일한 36.5°C에서 수행하였다.

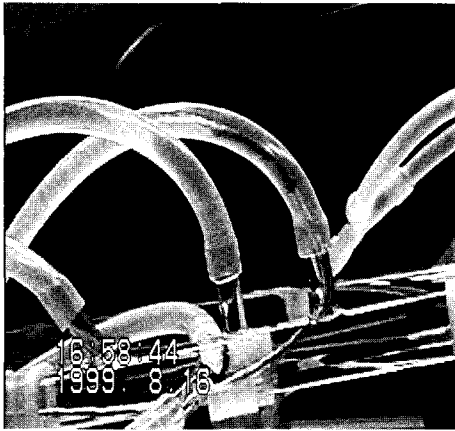


Fig. 13. Micro active bending catheter in the Celiac Trunk.

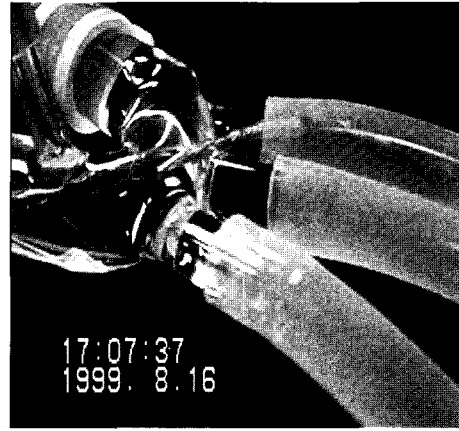


Fig. 15. Micro active bending catheter in the Subclavian artery.

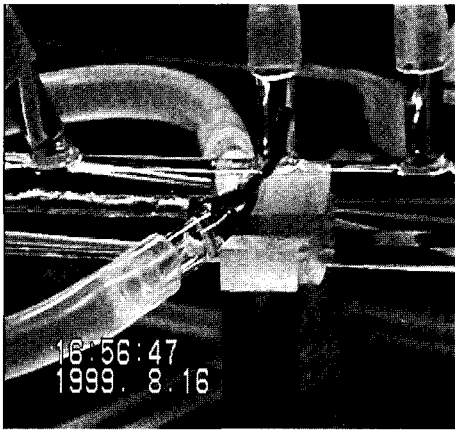


Fig. 14. Micro active bending catheter in the Superior mesenteric artery.

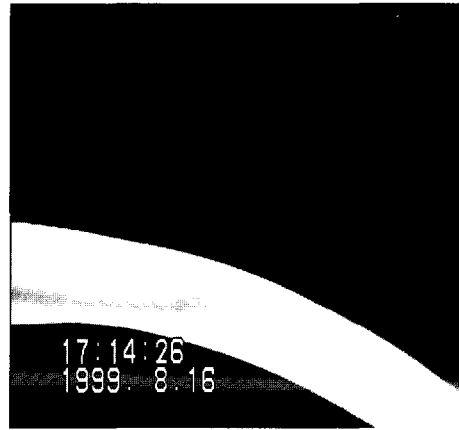


Fig. 16. Micro drug infusion catheter in the Common carotid artery.

유동이 강하기 때문에 액추에이터의 동작이 원활하지는 못하였으나, 각 분지관으로 액추에이터를 삽입시키는 것은 가능하였다. 다만, 실제 유동에서 액추에이터를 구동시키기 위하여서는 공기 중에 비해 약 1.5배 정도의 전류가 더 소모되었다. 또한 1차 실험에서 문제가 있었던 주사기 및 컨넥터의 형상을 개선하여 액추에이터 카테터 내부에 삽입하였으며, 성공적으로 삽입되었다. Fig. 12는 유동이 흐를 때, 카테터 시스템을 삽입하기 위해 사용된 인트로듀서 시스템이며, Fig. 13~15는 각각 복강동맥, 위장간막동맥, 왼쇄골밑동맥 등에 삽입된 초소형 굽힘 카테터를 보여주고 있다. 또한, Fig. 16은 굽힘 카테터의 중공을 통하여 삽입된 주사기 카테터가 원충목동맥

으로 삽입되는 모습을 보여준다.

5. 토의 및 결론

초소형 작동형 내시경 시스템 중 초소형 작동형 굽힘 카테터와 초소형 약물 주입용 주사기 카테터를 설계, 제작하였다. 제작된 시스템을 생체 외부 평가하기 위해서 모의순환계(mock circulatory system)를 제작하였으며, 평가 결과 개발된 내시경 시스템은 모의순환계 실험을 통해서 소기에 목적인 기능을 수행 할 수 있는 것으로 평가되었다. 즉, 기존의 가이드 와이어 시스템(guide-wire system)으로는

접근이 불가능한 혈관 가지(branch)에 자유로운 접근이 가능했으며, 초소형 굽힘 카테터의 중공을 통해서 성공적으로 약물 주입용 주사기 카테터를 삽입하여, 원하는 혈관 부위에 약제를 공급할 수 있었다.

그러나 실험의 결과로 전체적인 시스템의 강성(rigidity)이 더 필요한 것으로 판정되었다. 즉, 개발된 초소형 혈관용 내시경은 허벅지의 대퇴 동맥에서 심장이나 뇌혈관 쪽으로 접근하게 되는데, 이때 심장에서 박출 되는 피의 흐름을 거꾸로 거슬러 올라가야 한다. 이 경우 박동성 점성 유체인 혈액이 카테터의 선단부에 큰 저항으로 작용하는 것을 확인하였으며, 이에 대한 보완이 필요한 것으로 판정되었다. 즉, 카테터 삽입시에는 현재보다 더 큰 강성이 필요하고, 카테터 작동시에는 보다 작은 강성이 필요하게 되므로, 이를 해결할 수 있는 새로운 기구의 설계가 필요한 것으로 판정되었다.

또한 초소형 작동형 내시경을 환자에게 삽입하기 위해서 기존의 복강경용 트로카(trocar)와 인트로듀서 시스템을 활용하였으나, 밀봉(sealing), 피의 손실, 공기 역류로 인한 공기 색전증(air embolism)의 발생 가능성이 존재하였다. 이러한 문제를 해결하기 위해서는 초소형 작동형 내시경 전용의 트로카인트로듀서(trocar/introducer) 시스템이 필요한 것으로 보인다.

형상기억합금 작동기를 포함한 전체 부품의 신뢰성 향상은 대단히 중요하며, 혈액이나 실험 유체 등의 유체 내에서의 완벽한 거동 신뢰성의 확보가 매우 중요하다. 특히 인체에 적절히 활용하기 위해서는 작동기의 형상 기억 합금의 굽힘 속도 개선을 위한 제어 방식에 대한 추가적인 연구가 필요한데, 이를 통해서 혈관 벽에 최소한의 충격을 주고, 내시경 삽입으로 인한 혈관내피세포의 손상(catheter-induced endothelial cell damage)을 최소화하는 내시경 삽입 방법 및 운전 방법이 결정 될 수 있을 것으로 보인다. 이러한 혈관손상 방지는 실제 임상 적용을 위해서 반드시 확보해야 하는 기술이라고 할 수 있다.

후 기

본 연구는 과학기술부 “초소형 작동형 내시경 기술개발” 과제의 연구비 지원으로 이루어졌으며, 이에 감사드립니다.

참고문헌

1. Strandness, Jr. D. E. and von Breda, A., Vascular diseases, Churchill Livingstone, New York, 1994.
2. Tohyama, O., Maeda, S., Yamamoto, K., Itoh, H., Utsumi, A. and Fukui, M., “Environment Monitoring Device of Fiber Scope Type,” Proceedings of The 1st International Micromachine Symposium, pp.135, 1995.
3. Park, K-T. Minami, K. and Esashi, M., “An Integrated Communication and control System for a Multi-link Active Catheter,” J. of Micromech. Microeng. Vol.6, pp.345-351, 1996.
4. Yanagisawa, K., Inahasi, J. Senga, T., Adachi, H., Kaneko, S., Arai, K. and Aramaki, S., “Multi-Freedom Tube Type Micro Manipulator,” Proceedings of The 1st International Micromachine Symposium, pp.155, 1995.
5. “Parylene Conformal Coatings Specifications and Properties,” Specialty Coating systems, Indianapolis, pp. 3, 1994.
6. Pedersen, E. M., Sung, H., Burlson, A. C., Yoganathan, A. P., “Two-dimensional Velocity Measurements in a Pulsatile Flow Model of the Normal Abdominal Aorta Simulating Different Hemodynamic Condition,” J. of Biomechanics, Vol.26, No.10, pp.1237-1247, 1993.
7. Patel, D. J., Greenfield Jr., J. C., Austen, W. G., Morrow, A. G. and Fry, D. L., “Pressure-flow Relationships in the Ascending Aorta and Femoral Artery of Man,” J. of Applied Physiology, Vol.20, No.3, pp.459-463, 1965.
8. Marieb, E. N., “Human Anatomy and Physiology,” The Benjamin/Cummings Publishing Co., Inc., Bedford city, CA, pp.640-660, 1987.
9. 장준근, 정석, 한동철, “초소형 작동형 내시경용 미세 도선 가공 시스템으로 형성된 구리 박막의 특성 및 표면 분석,” 한국정밀공학회 1997년도 추계학술대회 논문집(II), pp.1080-1083, 1997.