

스텐트 개발의 새로운 동향



박 상 수
(서울보건대학 의료공학과 조교수)



이 우 철
(서울보건대학 의료공학과 조교수)

1. 서론 및 배경

스텐트(stent)는 영국의 치과의사인 Charles R. Stent가 치과용 모울드를 위한 재료를 개발한데서 유래하며 그 이후 생체조직을 지지하기 위한 구조물을 전반적으로 칭하게 되었다. 근래에는 특히 인체의 내강(혈관, 식도, 담도, 요도, 요관, 기관 및 기관지)의 협착시 내강을 확장시켜 주기 위한 금속 혹은 고분자로 제작된 튜브모양의 기구를 의미한다[1-4].

내강 확장용 스텐트의 사용이 본격화하기 위해서는 진단방사선 의료기의 발전이 선행되어야 했는데 스텐트의 설치를 위해서는 협착부위를 정확히 볼 수 있는 방법이 필요하기 때문이다. 이것은 1950년대에 발전한 방사선투시(fluoroscopy)에 의하여 가능해졌는데, 이 기술로 인하여 인체의 내강을 모니터화면으로 실시간에 관찰할 수 있게 된 것이다. 이러한 선행 기술의 발전으로 드디어 Charles T. Dotter는 1969년에 개의 혈관내부를 관찰하면서 stainless steel을 coil 형태로 만든 스텐트를 개의 동맥에 삽입하는데 성공하였다[5]. 임상적인 이용은 많은 동물실험을 거쳐 1985년에 Wright 등이 Zig-Zag 형태로 제작한 Gianturco stent를 개발하면서 본격적으로 시작되었다[6]. 같은 해 Palmaz는 압축하여 삽입한 후 풍선으로 부풀려 팽창시킬 수 있는 스텐트를 개발하였다[7].

스텐트는 인체의 외부에서 이미 존재하거나 수술로 만든 구멍을 통하여 삽입하여야 하므로 좁은 단면적으로 압축할 수 있어야 환자의 고통을 줄일 수 있고 시술자에게 편리하다. 병변 부위에 삽입된 후에는 협착을 해소할 수 있도록 확장되어야 하는데 외부의 힘에 의하지 않고 금속재료의 팽창력을 이용하는 자가확장형(self-expandable) 스텐트와 외부의 힘 즉 풍선을 이용하는 풍선확장형(balloon-expandable) 스텐트로 나누어진다.

자가확장형 스텐트는 금속의 탄성을 이용하는 것으로서 대표적인 예로 용수철 모양의 스프링을 들 수 있다. 스프링에 힘을 가하여 길게 펼친 다음 좁은 내경의 튜브(삽입관)를 통하여 협착부위에 삽입하고, 삽입관을 후퇴시키면 스프링 자체의 탄성에 의하여 본래의 원형스프링 모양으로 되돌아가게 된다. 이러한 원리를 이용한 것이 국내제품인 송스텐트, 하나로 스텐트, 그리고 외국제품인 Wallstent 등이다(그림 1).

풍선확장형 스텐트는 확장된 상태에서 힘을 가하여 압축할 수 있고 다시 스텐트의 내부에 위치한 풍선을 부풀리면 팽창하여 협착을 해소할 수 있는 구조를 가지고 있다(그림 2). 이 때 사용되는 풍선은 최대로 확장될 수 있는 직경과 그 때의 압력이 미리 정해져 있으므로 스텐트가 규정된 내경 이상으로 확장되어 파괴되는 것을 방지한다

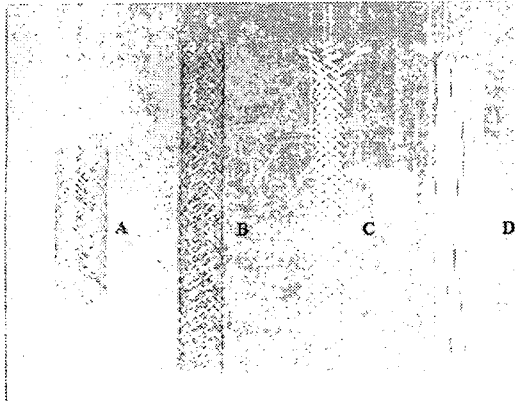


그림 1. 자가확장형 스텐트들. 요도와 혈관을 위한 송스텐트는 한 가닥의 니티놀 세선으로 만들어졌다. 동맥용의 Wallstent는 코발트를 기본으로 한 합금으로 이루어졌으며, 이동을 방지하기 위하여 양쪽 끝의 직경이 크다. 하나로 스텐트는 스테인레스 스틸로 제작되었다. Self-expandable stents. Song stents for urethra and artery are made of a single nitinol wire (A and B). Wallstent for artery, made of cobalt-based alloy, has a larger diameter at the ends to resist migration (C). Hanaro stent is made of stainless steel (D).

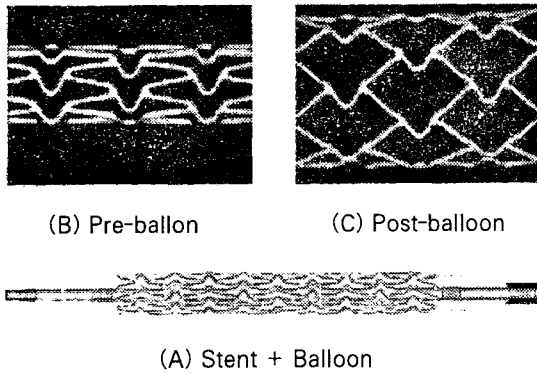


그림 2. 풍선확장형 스텐트. 스텐트는 풍선의 바깥쪽에 장착되며 (A), 세선은 납작하게 압축되어 있다 (B). 풍선이 팽창되면 스텐트 세선도 함께 확장된다. Balloon-expandable stent. The stent is enclosed inside a balloon (A), and the wires are flattened (B). After inflation of the balloon, the stent wires expand (C).

2. 스텐트 재료

스텐트는 팽창과 수축시 탄성을 이용하므로 재료는 주로

표 1. Stent Types and Materials(스텐트의 형태와 재료).

Name	Type*	Material	Manufacturer
Accuflex	S	Nitinol	Boston Scientific
Memotherm	S	Nitinol	Angiomed Bard
Wallstent	S	Co alloy	Schneider
AVE	B	SS**	Medtronic
Palmaz	B	SS**	Johnson,
Strecker	B	Tantalum	Boston Scientific

*S: Self-expandable, B: Balloon-expandable

S**: Stainless steel

금속이 사용되었다. 초기에 사용된 금속은 스테인레스 스틸이며, 니티놀(nitinol: Ni-Ti합금)은 초탄성의 성질과 함께 형상기억의 성질이 있어서 최근에 스텐트의 재료로 많이 이용되고 있다. 니티놀의 초탄성 성질은 스텐트의 압축시 재료의 변형이나 파괴의 가능성을 작게 하고, 삽입관을 통과할 때 마찰로 인한 저항을 감소시키는 장점을 준다. 형상기억의 성질을 이용하면 찬물에서 쉽게 압축한 다음 내강에 삽입하였을 때 체온에 의하여 원래의 형상으로 복원되므로 자가확장형 스텐트로 많이 이용된다. 그밖에도 Tantalum과 코발트합금 등이 금속스텐트의 재료로 사용된다. 스텐트를 만들 수 있는 금속재료는 적당한 탄성이 있어야 하고, X-ray에 잘 보여야 하므로 원자량이 큰 것이 유리하다. 또한 체내에서 부식이 되지 않아야 하며, 인체에 삽입 후 단기적으로는 혈전의 유발이 적고 장기적으로는 주변의 세포와 조직의 면역반응을 과도하게 유발하지 않아야 하는 성질이 요구된다. 따라서 어떤 금속재료가 체내이식(implant) 재료로 사용되기 위하여는 미국의 경우 식품의약청(FDA: Food and Drug Agency)의 감독하게 철저한 동물실험과 임상시험을 거쳐야만 한다.

3. 스텐트의 표면처리

스텐트는 인체에 삽입되는 경우 혈액과 접촉하거나 (혈관 스텐트), 조직세포와 접촉한다 (비혈관스텐트). 두 가지 경우 모두 인체의 세포는 스텐트 재료를 이물질로 인식하므로 이물질반응이 일어난다. 혈액은 금속을 접촉하는 경우 우선 혈장단백질의 흡착이 일어나고, 이어서 혈소판이 흡착되면서 혈액응고 반응이 일어나 혈전이 만들어진다. 스텐트를 처음 사용하였을 때 혈전에 의하여 스텐트의 내강이 재협착되는 부작용의 빈도가 매우 높았다. 이문제는 혈관스텐트 삽입후 헤파린, 아스피린 등의 항응고제를 투여하여 혈액응고 반응을 억제함으로써 해결할 수 있었으며 최근에는 혈전형

성에 의한 재협착의 빈도는 많이 줄어들었다. 그러나 항응고제의 투여로 인한 상처부위의 출혈의 문제는 아직도 존재하고 있다. 따라서 스텐트 금속을 표면처리를 통하여 음의 전하를 띠고 있는 단백질, 세포 등의 부착을 억제하여 혈전형성을 방지하려는 노력과 함께 항응고제를 스텐트에 부착함으로써 전신투여의 부작용을 줄여보고자 하는 연구도 진행 중이다.

급성 혈전반응이 항응고제의 사용으로 어느 정도 해결이 된데 반하여, 만성적인 조직세포의 이물질반응에 대한 효과적인 억제수단은 발견되지 않은 상태이다. 스텐트의 삽입은 혈관내피(endothelium)의 상처를 유발하며, 내막(intima)의 세포를 지속적으로 자극한다. 내피세포의 상처 및 내막세포들에 대한 물리적 자극은 혈관스텐트의 경우 신생내막의 비후(neointimal hyperplasia)를 초래하여 만성적으로 혈관의 재협착을 유발할 수 있다. 비혈관스텐트의 경우에는 주위의 세포조직이 금속세선에 의하여 물리적으로 자극됨으로써 육아종(granulation tissue)이 형성되어 내강의 재협착을 초래한다. 스텐트 설치후의 급성 혹은 만성 부작용을 억제하기 위한 방법은 크게 세 가지 방향으로 연구가 진행되고 있다.

Radioactive Stent. 스텐트 금속세선의 표면에서 방사선이 조사될 수 있도록 하여 신생내막 세포의 활발한 분화를 억제하는 방법이다. 금속세선이 방사선을 방출할 수 있도록 하기 위하여 이온충돌 방법을 사용한다. Heherlein 등은 Palmaz-Shatz 스텐트에 사이클로트론내에서 가속된 이온과 충돌시켜 Co^{55} , Co^{56} , Co^{57} , Mn^{52} , Fe^{55} 동위원소로부터 약한 β 와 γ 선을 발생시켰으며, 이때 동위원소들의 반감기는 17.5시간부터 2.7년이었다[8]. 이러한 약한 방사선은 DNA의 복제를 억제하여 신생내막이 활발히 증식하는 것을 방지한다. 이것은 암의 치료에 방사선이 이용되는 원리와 비슷하나 방사선이 인체내의 스텐트 주위에만 국소적으로 조사된다는 점에서 차이가 있다. 이때 방사되는 방사선들은 침투범위가 짧고, 스텐트 주위의 공간으로 균일하게 방사되므로 국제원자력위원회(IAEA)의 동의를 필요로 하지 않는다. 1년간 180 mGy의 방사선이 조사되는 경우 혈관내막 표면에서의 방사선 조사율은 4 mGy/hour 정도이다.

방사선을 조사하는 두 번째 방법은 P^{32} 동위원소를 이용하는 것이다. P^{32} 는 매우 효과적인 방사선 방출물질인데 방출되는 β 입자는 조직 내에서 최대 3-4 mm를 침투할 수 있다. 그리고 반감기가 14.3일이므로 신생내막의 억제를 위하여 적당한 반감기를 가지고 있다. 체외실험의 결과 베타선을 방사하는 P^{32} 로 도포된 스텐트 세선의 5-7 mm 범위까지 내막세포의 성장을 억제하며, 내피세포의 경우에는 방사선에 영향이 적은 것으로 알려져 있다. 돼지를 이용한 동물실

험에서도 약한 방사선을 방출하는 P^{32} 로 도포된 스텐트의 경우 신생내막의 비후를 억제하는 것으로 보고되었다[9, 10]. 그러나 방사선 방출량에 따라서 신생내막의 비후에 미치는 영향도 다른 것으로 보고되고 있으며, 임상실험에서도 그 효과가 아직은 확고하게 증명되지는 않았다[10-15]. 특히 스텐트의 중앙부위에서는 신생내막 억제의 효과가 인정되지만, 스텐트의 양끝단에서는 신생내막의 비후가 억제되지 않는다는 연구결과가 보고되고 있다[13-15]. P^{32} 로 도포된 스텐트는 환자에게 방사선으로 인한 위험을 주지는 않을 것으로 예상된다. 그 이유는 radioactive stent에 의해 조사되는 방사선량의 절대값이 작기 때문이다. 즉 스텐트에 의해 환자에게 피폭되는 방사선량이 풍선확장술시의 혈관투시에 의한 피폭량의 1/1000에 불과하기 때문이다. 또한 스텐트에 의한 방사선 피폭은 스텐트 설치부위에만 국소적으로 작용하므로 신체의 정상부위가 방사선에 피폭될 가능성이 작다.

고분자도포법. 스텐트에 사용하는 금속의 표면은 대개 양전하를 띠고 있으며, 혈액속의 단백질이나 세포들은 음전하를 띠고 있다. 따라서 금속세선을 고분자막으로 도포하면 금속세선에 혈장단백질의 흡착을 줄여줄 수 있어서 혈전형성을 방지할 수 있으리라는 기대에서 스텐트를 고분자막으로 도포하는 연구가 시작되었다. 지금까지의 연구결과는 체외실험에서 긍정적인 효과를 보고하고는 있지만 동물실험이나 임상실험에서의 뚜렷한 효과는 확립되지 않은 상태이다[16-26]. 아마도 이것은 고분자도포에 의해서 세선의 두께가 증가하고 그에 따라서 혈관내막에 전달되는 물리적 스트레스의 증가와 관계가 있을 것으로 추측된다. 또한 고분자 도포 시 불순물이 포함될 수 있고, 일부의 고분자사슬은 분해되거나 작은 분자량의 사슬은 용해되어 방출되면서 독성물질로 작용할 수 있는 가능성을 배제할 수 없다. 따라서 정밀한 연구를 위하여는 고분자의 종류와 함께, 순도, 고분자사슬의 평균분자량과 분포도 등에도 주의를 기울여야 한다. 혈전억제를 위하여는 금속세선의 피복시 표면을 음의 전하를 띠도록 고분자를 설계한다면 혈장단백질의 흡착을 억제하는데 더욱 효율적일 것으로 기대된다. 최근 고분자도포는 도포자체의 효과보다는 약물을 함께 섞어 서서히 방출함으로써 혈전을 억제하는 방향으로 연구가 진행되고 있다[18, 21, 24-26]. 그러나 아직까지는 동물실험이나 임상에서의 효과가 뚜렷하게 입증되지는 않은 상태이다.

고분자도포법은 또한 신생내막의 비후를 억제하기 위한 연구로 많이 이용되고 있는데[27-30], 동물실험에서 긍정적인 효과가 보고되고 있다. 그러나 이 경우에도 효과적인 신생내막 억제를 위한 약물의 발견과 함께, 최적화를 위한 고분자의 종류, 약물방출속도의 조절 등에 대한 연구가 필요하다.

고분자 피복법. 고분자를 스텐트 세선에 도포(coating)하는 방법 이외에도 고분자피막을 만드는 방법(covering)이 있다. 고분자 피막을 만드는 방법은 고분자 용액에 스텐트를 담갔다가 꺼내면 얇은 막이 만들어 지는데 이 과정을 반복하여 원하는 두께의 피막을 만들 수 있다. 고분자 피복은 비혈관스텐트에서 주로 많이 사용되었다. 비혈관스텐트의 경우 내강의 협착이 악성종양(malignant tumor) 즉 암에 의한 경우가 많으며 이 경우에는 스텐트를 설치하더라도 종양이 스텐트 세선 사이로 자라 들어와 (ingrowth) 내강의 재협착을 초래하는 경우가 많이 발생한다. 종양의 침투를 막기 위하여 스텐트 피복법이 많이 사용되었으며 이 때 사용되는 고분자는 PE (polyethylene), PET (polyethylene terephthalate), PU (polyurethane), silicon 등이다 [31]. 이 중에서 PU는 연신성이 좋아서 스텐트의 압축과 팽창시 물리적 힘에 의해 쉽게 파손되지 않고, 충분한 인장강도를 가지며, 또한 생체적합성이 좋다고 알려져 있으므로 현재까지 가장 많이 이용되고 있다. 그러나 PU는 생체내에서 효소 등에 의하여 분해되는 성질이 있으므로 연신성이 좋으면서도 생분해되지 않는 고분자 피복재료의 개발이 필요하다.

고분자피복법은 고분자도포법에 비하여 스텐트가 많은 양의 고분자를 포함하므로 더 많은 양의 약물을 함유할 수 있다. 또한 고분자 자체로 스텐트를 제작한다면 고분자피복법보다도 더 많은 양의 약물을 전달할 수 있게 된다. 이러한 목적으로 사용되는 고분자는 생분해성 고분자의 일종인 poly-L-lactic acid (PLLA)와 poly-L-glycolic acid (PLGA), 그리고 이들의 공중합체가 있으며, polycaprolactone, polyacetylglutamic acid 등도 같은 목적으로 이용되었다. 이러한 생분해성 고분자를 이용하여 스텐트를 제작하면 스텐트가 일시적으로 체내에서 그 역할을 수행한 후 분해되어 궁극적으로 이산화탄소와 물로 분해되므로 인체에 독성을 유발하지 않는다. 이들 고분자와 함께 섞어서 사용할 수 있는 약물은 doxorubicin 등의 항암제 [32], dexamethasone 등의 신생내막 비후억제제가 있으며 [30], 요도관 스텐트 설치 후 외부로부터의 감염을 억제하기 위한 항생제의 이용에 대한 연구가 가장 활발하다 [33-39].

4. 결 언

스텐트는 인체의 내강이 질병에 의해 좁아졌을 때 인위적으로 확장하기 위한 목적으로 개발이 시작되었다. 그러나 인위적인 확장은 일시적으로 효과를 가져오기는 하지만, 이물질의 삽입에 대한 인체의 생리반응으로 인하여 재협착의 가능성을 완전히 배제할 수 없다. 최근에는 이러한 스텐트의 단점을 보완하여 내강의 개통성을 영구히 유지하고자 스텐

트에 각종 약물과 생리활성물질을 첨가하는 방향으로 활발한 연구가 진행되고 있다. 따라서 앞으로의 스텐트 개발은 공학과 생명과학, 의학이 골고루 접목되어야 가능한 분야이다. 외국에 비하여 늦게 시작한 국내의 스텐트 개발은 최근 들어 특히 비혈관 분야에서 많은 발전이 있었으며 솔고바이오메디칼, 스텐텍, 태웅메디칼, S&G 등 스텐트를 생산하는 업체만 4개에 달하고 있다. 부가가치가 높은 분야이므로 집중적인 지원과 함께, 다학제간 연구가 효율적으로 이루어진다면 미래의 스텐트 개발에서도 좋은 결과가 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] L. Vanderburgh and C. Ho, Nonvascular Stents. *Prog Cardiovasc Dis* 39(2), 187-200 (1996).
- [2] Y. Ozaki, A. G. Violaris, and P. W. Seruys, New Stent Technologies. *Prog Cardiovasc Dis* 39(2), 129-140 (1996).
- [3] J. F. Tanguay, J. P. Zidar, H. R. Philips III, R. S. Stack. Current Status of Biodegradable Stents. *Radiol Clin* 12(4), 699-713 (1994).
- [4] G. J. Becker, Intravascular Stents. *Circulation* 83(2) Supplement I, 122-136(1991).
- [5] C. T. Dotter, Transluminally placed coil spring endarterial tube grafts: long-term patency in canine popliteal artery. *Invest Radiol* 4, 329-332 (1969).
- [6] K. C. Wright, S. Wallace, C. Charnsangavej, H. Carrasco, and C. Zianturco, Percutaneous endovascular stents: an experimental study. *Radiology* 156, 69-72, (1985).
- [7] J. C. Palmaz, R. R. Sibitt, S. R. Reuter, F. O. Tio, and W. J. Wright. Expandable intraluminal graft: a preliminary study. *Radiology* 156, 73-77, (1985).
- [8] C. Hehrlein, M. Zimmermann, J. Metz et al. Radioactive stent implantation inhibits neointimal proliferation in non-atherosclerotic rabbits. *Circulation* 88 Supplement I, 65 (1993).
- [9] J. R. Laird, A. J. Carter, W. M. Kufs, et al. Inhibition of neointimal proliferation

- with a beta particle emitting sten. *J Am Coll Cardiol* 26, 287A (1995).
- [10] T. A. Fischell, C. Hehrlein, R. E. Fischell, The impact of stent design and delivery upon the long-term efficacy of radioisotope stents, *J Invasive Cardiol.* 12(3), 162-7(2000).
- [11] Kollum M, Cottin Y, Kim H, et al, Radioactive 32p-stent for in-stent restenosis in the porcine model. *Cardiovasc Radiat Med.* 1(4), 376-377 (1999).
- [12] A. Farb, A. L. Tang, S. Shroff, et al, Neointimal responses 3 months after (32)P beta-emitting stent placement(1), *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 48(3), 889-898(2000).
- [13] R. Albiero, and A. Colombo. European high-activity (32)P radioactive stent experience. *J Invasive Cardiol.* 12(8), 416-21 (2000).
- [14] R. Albiero, T. Nishida, M. Adamian, et al. Edge restenosis after implantation of high activity (32)P radioactive beta-emitting stents. *Circulation* 101(21), 2454-7(2000).
- [15] I. P. Kay, A. J. Wardeh, K. Kozuma, et al, Radioactive stents delay but do not prevent In-stent neointimal hyperplasia, *Circulation* 103(1), 14-17 (2001).
- [16] W. J. van der Gissen, H. M. M. van der Beusekom, C. D. van Hoten, et al, Coronary stenting with polymer coated and uncoated endoprosthesis in pigs. *Coron Arter Dis* 3, 237-248 (1992)
- [17] A. B. Fontaine, K. Koelling, J. Clay, et al, Decreased platelet adherence of polymer-coated tantalum stents, *J Vasc Interv Radiol* 5(4), 567-7(1994)
- [18] R. K. Aggarwal D. C., Ireland, M. A. Azrin, et al, Antithrombotic potential of polymer-coated stents eluting platelet glycoprotein IIb/IIIa receptor antibody, *Circulation* 94(12), 3311-7 (1996).
- [19] A. B. Fontaine, K. Koelling, S. D. Passos, et al, Polymeric surface modifications of tantalum stents. *J Endovasc Surg* 3(3), 276-83(1996).
- [20] T. Peng, P. Gibula, K. D. Yao, et al, Role of polymers in improving the results of stenting in coronary arteries, *Biomaterials* 17(7) 685-94(1996)
- [21] I. K. de Scheerder, K. Wang, K. L. Wilczek, et al, Local methylprednisolone inhibition of foreign body response to coated intracoronary stents *Coron Artery Dis.* 7(2), 161-6(1996).
- [22] I. K. De Scheerder, K. L. Wilczek, E. V. Verbeken, Biocompatibility of biodegradable and nonbiodegradable polymer-coated stents implanted in porcine peripheral arteries. *Cardiovasc Intervent Radiol* 18(4), 227-32 (1995)
- [23] I. K. de Scheerder, K. L. Wilczek, E. V. Verbeken, Biocompatibility of polymer-coated oversized metallic stents implanted in normal porcine coronary arteries, *Atherosclerosis* 114(1), 105-14 (1995).
- [24] V. Dev, N. Eigler, S. Sheth, et al, Kinetics of drug delivery to the arterial wall via polyurethane-coated removable nitinol stent: comparative study of two drugs, *Cathet Cardiovasc Diagn* 34(3), 272-8 (1995).
- [25] R S. Foo, A. H. Gershlick, K. Hogrefe, et al, Inhibition of platelet thrombosis using an activated protein C-loaded stent: in vitro and in vivo results, *Thromb Haemost* 83(3), 496-502 (2000)
- [26] J. H. Baron, A. H. Gershlick, K. Hogrefe, et al, In vitro evaluation of c7E3-Fab (Reo-Pro) eluting polymer-coated coronary stents. *Cardiovasc Res* 46(3), 585-94 (2000).
- [27] J. M. Buegler, F. O. Tio, D. G. Schulz, et al, Use of nitric-oxide-eluting polymer-coated coronary stents for prevention of restenosis in pigs, *Coron Artery Dis* 11(4), 351-7 (2000).
- [28] I. K. de Scheerder, K. L. Wilczek, J. van Dorpe, et al, Local angiopeptin delivery using coated stents reduces neointimal pro-

liferation in overstretched porcine coronary arteries, J Invasive Cardiol 8(5), 215-222 (1996).

[29] A. H. Gershlick. Endovascular manipulation to restrict restenosis. Vasc Med 3(3), 177-88 (1998).

[30] E. P. Strecker, A. Gabelmann, I. Boos, et al, Effect on intimal hyperplasia of dexamethasone released from coated metal stents compared with non-coated stents in canine femoral arteries, Cardiovasc Intervent Radiol 21(6), 487-96 (1998).

[31] H. M. van Beusekom, R. S. Schwartz, W. J. van der Giessen. Synthetic polymers, Semin Interv Cardiol 3(3-4), 145-8 (1998).

[32] L. Machan, H. M. Burt, and W. L. Hunter. Local delivery of chemotherapy: a supplement to existing cancer treatments. A case for surgical pastes and coated stents, Adv Drug Deliv Rev 26(2-3), 199-207 (1997).

[33] T. Isotalo, M. Talja, T. L. Tammela, et al, Cytotoxicity testing of a new caprolactone-coated self-expanding bioabsorbable self-reinforced poly-L-lactic acid urethral stent. Urol Res 27(2), 149-52 (1999).

[34] J. Lumiaho, A. Heino, J. Tunninen, et al, New bioabsorbable polylactide ureteral stent in the treatment of ureteral lesions: an experimental study, J Endourol 13(2), 107-12 (1999).

[35] T. Isotalo, M. Talja, T. Valimaa, A pilot study of a bioabsorbable self-reinforced poly L-lactic acid urethral stent combined with finasteride in the treatment of acute urinary retention from benign prostatic enlargement. BJU Int 85(1), 83-6, (2000).

[36] T. Isotalo, A. Halasz, M. Talja, et al, Tissue biocompatibility of a new caprolactone-coated self-reinforced self-expandable poly-L-lactic acid bioabsorbable urethral stent, J Endourol 13(7), 525-30 (1999).

[37] J. Bichara, H. Greenwell, C. Drisko, et al, The effect of postsurgical naproxen and a bioabsorbable membrane on osseous healing in intrabony defects, J Periodontol 160(6

Pt 1), 869-77 (1999).

[38] M. Multanen, M. Talja, S. Hallanvuo, et al, Bacterial adherence to silver nitrate coated poly-L-lactic acid urological stents in vitro, Urol Res 28(5), 327-31 (2000).

[39] J. Lumiaho, A. Heino, T. Pietilainen, The morphological, in situ effects of a self-reinforced bioabsorbable polylactide (SR-PLA 96) ureteric stent: an experimental study, J Urol 164(4), 1360-3 (2000).

저 자 약 력

성명 : 박상수

❖약력

1984년 서울대학교 화학교육과 이학사.
 1992년 위스컨신대 고분자물리화학과 이학박사.
 1993년-1994년 위스컨신대 방사선과 포스트닥.
 1994년-1999년 서울중앙병원 의료재료연구실장.
 1999년9월-현재 서울보건대학 의료공학과 조교수.
 2000년 대한방사선의학회 학술상 수상.

성명 : 이우철

❖약력

1986년 건국대학교 전자공학과 공학석사
 1998년 국민대학교 전자공학과 공학박사
 1979년6월-1993년2월 서울대학병원 의공학과
 1993년3월- 현재 서울보건대학 의료공학과 조교수