필렛효과에 따른 미세혈관 문합커플러(AnaFix[®]) 마이크로핀의 응력분포

지 대 원* · 김 철 웅**[†] *(주)트리플씨메디칼, **고려대학교/(주)트리플씨메디칼

Stress Distribution in Microvascular Anastomotic Coupler (AnaFix[®]) Micropins with Respect to the Fillet Radius

Dae-Won Jee^{*} and Cheol-Woong Kim^{**†} * R&D Center, Triple-C Medical Corp. ** Korea Univ. / Triple-C Medical Corp.

(Received May 25, 2011 ; Revised August 18, 2011 ; Accepted August 18, 2011)

Key Words: Microvascular Anastomotic Coupler System(미세혈관문합커플러시스템), AnaFix[®](아나픽스[®]), Micro Ring-pin System(마이크로링-핀시스템), Stress Distribution(응력분포), Fillet Radius Rate (필렛반경비), Neck Length Rate(목길이비)

초록: 기존 봉합사를 이용한 미세혈관수술의 단점을 개선한 기계식 미세혈관 문합시스템은 크게 문합링-핀 시스템 및 디바이스로 구분된다. 유한요소해석을 이용한 본 연구에서 문합링파트는 생체적합성과 사출성형 가공성이 우수한 High Density Polyethylene(HDPE)가 적용되었고, 마이크로핀은 SUS316, Ti-6Al-4Nb, Ti-6Al-4V, unalloyed titanium 이상 4가지 재료가 적용되었다. 미세혈관 문합링 마이크로핀의 fillet radius, neck length가 von Mises stress 변화에 미치는 영향을 평가하기 위해 Short Neck(SN)과 Long Neck(LN)으로 구분하고, 필렛이 존재하지 않는 경우(SN-1, LN-1)와 존 재하는 경우(SN-2, SN-3, LN-2, LN-3)로 구분하였다. 필렛 유무와 형상에 대한 von Mises stress의 변화비인 Fillet Radius Rate(FRR)와 동일 필렛형상 내에서 neck 길이변화에 따른 von Mises stress의 변화비인 Neck Length Rate(NLR)의 결과를 종합해본 결과 SN-3의 마이크로핀 neck 형상이 가장 안전한 설계 형상임을 파악할 수 있었다.

Abstract: An automated anastomotic ring-pin system consisting of both the anastomotic ring-pin system and the coupler device has eliminated the drawbacks of the suture method. High density polyethylene (HDPE), a material with outstanding biocompatibility and injection molding capability, was used in the ring. SUS316 stainless steel, Ti-6Al-4Nb, Ti-6Al-4V, and unalloyed titanium were used in FEM simulations of the micropin. The authors categorized the microvascular anastomotic ring micropins into short neck (SN) and long neck (LN) groups in order to evaluate the effect of the micropin's fillet radius and neck length on the von Mises stress. The micropins were further divided into those with and without fillet. On the basis of the fillet radius rate (FRR), which represents the rate of change in the von Mises stress with respect to the availability and shape of the fillet, and the neck length rate (NLR), which represents the rate of change in the von Mises stress with respect to changes in the length of the neck within the fillet shape, it can be concluded that the SN-3 neck design is the most stable.

1. 서 론

최근 미세혈관 문합술 분야에서 기존 봉합사 수 술법의 단점을 보완하기 위해 기계식 문합법인 Microvascular Anastomotic Coupler(MAC) System⁽¹⁻⁴⁾ 을 이용한 수술이 점차적으로 증가하고 있다. 본 연구그룹에서도 기존 MAC의 한계성을 극복한 미 세혈관 문합기를 개발⁽⁵⁻⁹⁾하였고, 아니픽스(AnaFix[®]) 라는 상표를 등록한 바 있다.⁽¹⁰⁾ 미세혈관의 단-단 문합(end-to-end)시 문합링 간의 정확한 결합을 유 도할 수 있는 마이크로핀(micro-pin)의 형상설계는 AnaFix[®] 링-핀 시스템 개발에서 매우 중요한 설계 인자이다. 마이크로핀의 재질은 생체적합성 및 동 등성을 확보하기 위해 316 Stainless Steel (SUS316), Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-4V, unalloyed titanium 등이 후보 재료로 적용될 수 있다. 미세혈관수술시 문합링은 링간 결합에 약 2.0N의 힘이 필요하며, 12개의 마 이크로핀이 동시에 결합되기 때문에 개당 약

<sup>Corresponding Author, woong25@korea.ac.kr
© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers</sup>

0.17N이 부하되고, 최대허용하중의 2배인 *P_{max}*=0.33N 이상의 조건을 만족해야한다. 본 연구 에서는 상기조건을 바탕으로 유한요소해석(FEA)을 실시하였으며, 마이크로핀 목부위(neck part)의 필렛 형상과 길이비가 von Mises stress의 분포에 미치는 영향을 상기 4가지의 재질에 따라 평가하였다.

2. AnaFix[®] 마이크로핀의 유한요소해석

2.1 미세혈관 문합링-핀의 형상

기존 봉합사를 이용한 미세혈관수술의 단점을 개 선한 기계식 미세혈관 문합시스템(automated anastomotic ring-pin system)은 Fig. 1(a)에 제시한 바 와 같이 크게 문합링-핀 시스템(Fig.1(a)(1)) 및 디바 이스(Fig.1(a)(2))로 구분된다. Fig. 1(a)는 최근 새롭 게 개발한 AnaFix-II⁽⁹⁾의 개략도이고, Fig. 1(b)는 본 연구팀이 특허등록⁽⁵⁾ 및 상표등록⁽¹⁰⁾한 AnaFix-I[®]을 이용하여 전임상실험을 성공적으로 수행한 대퇴정 맥 문합사진이다. 본 연구에서는 AnaFix[®]를 구성하 는 문합링과 디바이스 중 문합링-핀시스템(IsoFix[™]) (Fig.1(a)(1))⁽¹¹⁾만을 유한요소해석하였다. 문합링은 술후 인체에 영구삽입되므로 생체적합성을 충분히 고려해야 한다. 링파트는 생체적합성과 사출성형성 이 우수한 High Density Polyethylene(이하, HDPE)가 적용되었고, 마이크로핀은 SUS316, Ti-6Al-4Nb, Ti-6Al-4V, unalloyed titanium 이상 4가지 재료가 적 용되었다. 4가지 마이크로핀 재료들의 기계적 특성 은 Table 1과 같다. 링파트의 형상은 Fig. 2(a)에 제 시한 바와 같이 외경(D1)=3.45mm의 중공형태이며 12개의 마이크로홀이 존재한다. 12개의 마이크로홀 중 6개는 Fig. 2(a)와 같이 마이크로핀이 고정되며, 나머지 6개의 마이크로홀은 상대측 문합링의 마이 크로핀 헤드부가 삽입되어 결합된다. Fig. 3에 제시 한 바와 같이 본 연구에 적용된 마이크로핀은 크게 2종류(short neck(SN), long neck(LN))로 구분되고, SN과 LN은 각각 3종류(SN-1,-2,-3 and LN-1,-2,-3)로 세분화된다. Fig. 3의 마이크로핀은 공통적으로 직 경(d₁)= 0.25mm이며, 혈관외번 시 이탈방지를 위해 목부위(neck part)를 구비한다. SN과 LN은 Fig. 3과 같이 SN neck length $(b_1)=0.1$ mm, LN neck length (b2)= 0.2mm로 정의된다. 또한, SN과 LN은 필렛의 유무 및 필렛직경에 따라 세분화된다. 즉, 필렛이 없는 경우는 SN-1, LN-1이고, 필렛 R/=0.02mm인 경 우는 SN-2, LN-2, 필렛 R2=0.04mm인 경우는 SN-3, LN-3으로 명명하였다.

	Micro-pin materials	Ultimate tensile strength (MPa)	Yielding tensile strength (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Density (kg/cm ³)		
	SUS316	620	240	193	8.00		
,	Ti-6Al-7Nb	900	800	110	4.52		
	Ti-6Al-4V	860	790	114	4.43		
	unalloyed titanium	240	170	105	4.50		

 Table 1 Material properties of micro-pin with respect to four different bio-compatible metal alloy



(a) Schematic view of $\mathsf{AnaFix}^{\mathbb{R}}$ microvascular anastomotic coupler system



- (b) Femoral vein (*d*=1.9mm) anastomosis with AnaFix-I[®] coupler system from 1st preclinical animal test
- Fig. 1 Automated anastomosis using the microvascular anastomotic ring-pin system and preclinical test

2.2 미세혈관 문합링-핀 재질의 생체적합성 근거 AnaFix[®]의 링-핀시스템은 인체 내 영구이식되기 때문에 식품의약품안전청(KFDA) 분류상 최상위인 4등급에 해당한다. 따라서 링-핀의 재료선정에 있 어서 생체적합성, 성형가공성 확보는 매우 중요하

필렛효과에 따른 미세혈관 문합커플러(AnaFix[®]) 마이크로핀의 응력분포



Ring-pin system on the forefinger



micro ring-pin system



(b) Micro-pin on the forefinger

R=0.02~0.04

0.5

Fig. 2 Automated anastomosis using the microvascular anastomotic ring-pin system and three different types of micro-pin





(ii) Long Neck (LN) series of micro-pin for the vascular fixation

Fig. 3 Illustrated two families with six different types of micro-pin according to variation of geometric pin-head such as neck fillet and length

다. 링재질인 HDPE는 21CFR 177.1520, USP 32:2009/MSDS를 근거로 적용하였으며, 마이크로핀 재질인 SUS316 또는 Ti는 ASTM F136-02a, ASTM F1472-02, ASTM F1108-02, ISO 5832-3 등을 기초 로 생체적합성에 대한 근거를 부여하였다.

2.3 미세혈관 문합링-핀의 유한요소해석문합링 결합 시 링-핀에 가해지는 응력의 변화



Fig. 4 Boundary condition of relationship between HDPE ring and SUS316 or Ti-alloys micro-pin with constrain condition at *x*-, *y*- and *z*-axis and all rotations



Fig. 5 Breakage of micro-pin such as LN-1(SUS316) by external force

를 관찰하기 위해 유한요소해석 상용 프로그램 (ANSYS)을 이용하였다. 마이크로핀의 기계적 특 성은 Table 1을 적용하였다. Fig. 4에 제시한 바와 같이 마이크로핀의 경계조건은 실제결합조건을 적 용하여 1) 문합링과 직접접촉, 2) x-,y-,z-축 고정, 3) 회전불가능으로 설정하였다. 문합링의 결합순 간, 결합진행, 결합완료 3단계에서 평균적으로 마 이크로핀에 작용하는 압축하중은 2.0~3.0N임을 선 행된 문합링 압축실험을 통하여 측정할 수 있었 다. 따라서 문합링간 결합시 양측 문합링에 부하 되는 평균압축하중은 Pm=2.5N이므로 양측 문합링 총12개의 개당 마이크로핀의 압축하중은 Pmi=0.2N 내외로 가정하였다. 최대허용하중 Pa(max)은 Pa(max)≤ 1.75P_{m,i}이므로, P_{a(max)}=0.2~0.35N의 하중범위로 유 한요소해석을 수행하였다. 마이크로핀은 곡률형상 이 복잡하여 곡률기반메쉬를 사용하였다. 삼각메 쉬 최소길이는 0.001~0.021mm로 자동전이될 수 있 도록 설정하여 해석결과의 정확성을 향상시켰다. 지대원·김철웅



Fig. 6 Relationship between von-Mises stress (MPa) and applied loading (N) with six different types of micro-pin with respect to fillet radius and neck length

3. 마이크로핀의 필렛효과 및 길이비에 따른 von Mises stress의 변화

3.1 필렛형상에 따른 von Mises stress의 변화

AnaFix[®]는 유리피판술(free flap) 등에서 혈관직 경 1.5~4.0mm의 정맥문합에 주로 활용되고 특히 혈관직경 2.0mm 내외의 수술케이스가 가장 빈번 하다. 따라서 Fig. 2(a)와 같이 외경(D1)=3.45mm, 내경(D2)=2.0mm의 직경 2mm 혈관문합용 링이 본 연구에 적용되었다. Fig. 5에 제시된 바와 같이 마 이크로핀의 neck part는 그 직경이 100 / 내외이므 로 머리카락 굵기와 거의 같아서 문합링홀과 마이 크로핀 헤드 결합 시 불일치에 의해 쉽게 변형이 발생되거나 부러질 수 있고, 이는 수술실패와 직 결된다. 따라서 Fig. 3에 제시한 6가지의 neck part 형상에 따른 von Mises stress를 평가하고 그 결과 를 Fig. 6에 제시하였다. 본 연구에서 적용한 von Mises stress는 Fig. 4에 제시한 마이크로핀의 길이 방향으로 가해지는 주응력간의 차이에 대한 RMS(Root Mean Square) 값을 적용하였다. 또한 Max. von Mises stress criterion 은 Shear-energy theory와 Max. distortion energy theory를 기반으로 한 von-Mises-Hencky 이론을 적용하였다. 마이크로 핀에 가해지는 주응력들을 *S₁*, *S₂*, *S*₃이라 할 때 von Mises stress는 식 (1)과 같다.

$$S_{vonMises} = \left\{ \left[(S_1 - S_2)^2 + (S_2 - S_3)^2 + (S_1 - S_3)^2 \right] / 2 \right\}^{1/2}$$
(1)

Fig. 6은 크게 Short Neck(SN series, Fig. 6(a)~ (c))과 Long Neck(LN series, Fig. 6(d)~(f))으로 나뉘 며, SN과 LN 내에서 필렛이 존재하지 않는 경우 (SN-1, LN-1), 필렛 R₁=0.02인 경우(SN-2, LN-2) 그 리고 필렛 R2=0.04인 경우(SN-3, LN-3)로 세분화하 였다. SN 시리즈(Fig. 6(a)~(c))를 살펴보면 SN-1이 SN-2, SN-3보다 von Mises stress가 전체적으로 각 각 1.07배, 1.95배 증가하였다. 그러나 SUS316의 경우, Ti 계열에 비해 약 1.05~1.12배 정도로 매우 미세하게 증가하였음을 알 수 있었다. 그 이유는 SUS316의 경우 Ti 계열에 비해 최대인장강도가 약 200MPa 정도 낮고 경도가 높아 그에 대한 영 향이 다소 결과로 반영된 것으로 판단된다. Table 2에 정리된 내용을 바탕으로 SN-1과 SN-2의 von Mises stress를 비교해 보면, SN-1의 4가지 재질에 따른 von Mises stress의 평균은 σ_{ave} =34.7N/mm²이 고, SN-2는 σ_{ave}=32.4N/mm²이므로 SN-2가 SN-1에 비해 약 7% 정도의 von Mises stress 감소가 발생

1142

content	von-Mises Stress (MPa)											
Force	SN-1 (A)				SN-2 (B)*			SN-3 (C)**				
(N)	α	β	γ	δ	α	β	γ	δ	α	β	γ	δ
0.20	26.0	25.1	25.0	24.8	24.2	23.5	23.4	23.3	13.0	12.8	12.7	12.7
0.25	32.5	31.4	31.6	31.0	30.3	29.3	29.3	29.1	16.3	16.0	15.9	15.9
0.30	39.0	37.7	37.5	37.2	36.3	35.2	35.1	34.9	19.3	19.1	19.1	19.0
0.35	45.5	43.9	43.8	43.4	42.4	41.1	41.0	40.7	22.8	22.3	22.3	22.2
average	35.8	34.5	34.5	34.1	33.3	32.3	32.2	32.0	17.9	17.6	17.5	17.5
Force	LN-1 (D)			LN-2 (E) [#]			LN-3 (F) ^{##}					
(N)	α	β	γ	δ	α	β	γ	δ	α	β	γ	δ
0.20	30.5	29.0	29.0	28.9	31.4	30.6	30.5	30.3	20.6	20.2	20.2	20.1
0.25	38.1	36.3	36.2	36.1	39.3	38.2	38.1	37.9	25.7	25.2	25.2	25.1
0.30	45.8	43.5	43.4	43.3	47.1	45.9	45.8	45.5	30.9	30.3	30.2	30.1
0.35	53.4	50.8	50.7	50.5	55.0	53.5	53.4	53.0	36.0	35.3	35.3	35.1
average	41.9	39.9	39.8	39.7	43.2	42.1	41.9	41.7	28.3	27.8	27.7	27.6

Table 2 Results of von-Mises stress for micro-pin materials (SUS316, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-4V, unalloyed titanium)

(Notice) α : stainless steel 316L, β : Ti-6Al-7Nb, γ : Ti-6Al-4V, δ : unalloyed titanium *: fillet SN-R₁, **: fillet SN-R₂, #: fillet LN-R₁, ##: fillet LN-R₂

되었음을 알 수 있다. SUS316과 Ti계열(Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-4V, unalloyed Ti)의 평균값을 비교해 보면, SN-1의 경우 Ti계열이 SUS316에 비해 4.0% 의 von Mises stress 감소가 나타났고, SN-2의 경우 3.3% 감소가 나타났다. 한편, SN-1과 SN-3의 von Mises stress를 비교해 보면 SN-3의 von Mises stress의 평균은 σ_{ave} =17.6N/mm²이고, SN-3가 SN-1 에 비해 약 49.3%의 von Mises stress 감소가 나타 났음을 알 수 있다. SUS316과 Ti계열을 비교해 보 면, SN-3의 경우 Ti계열이 SUS316에 비해 0.01% 의 차이가 나타났으므로 SN-3의 경우에는 재료에 따른 변화는 거의 없었다. 그 이유는 탄성해석 하 에서 노치선단부에서의 수직응력상태 영역-I, 영역 -II, 영역-III에서 최대응력 σ_{max} 이 r=0에서 성립되 는 영역-I의 임계노치반경(critical notch radius)과 유효거리(effective distance)의 관계성이 SN-1, SN-2 에서는 성립되는 반면, SN-3 노치형상의 경우에는 가응력특이성(pseudo stress singularity)이 발생되는 영역-III으로 전이되는 과정에서 식 (2)의 r이 수렴 됨에 따라 SUS, Ti계열 등의 재료에 따른 영향을 거의 받지 않은 것으로 판단된다. 식 (2)는 영역 -III에서 가응력특이성이 발생될 때의 수직응력을 나타낸 것으로 다음과 같다.

$$\sigma_{yy} = \frac{K_I^*}{\sqrt{2\pi} r^a} \tag{2}$$

한편, LN 시리즈(Fig. 6(d)~(f))를 살펴보면, LN-1과



Fig. 7 Results of *fillet radius rate* according to the neck length constant and change of fillet radius

LN-2의 평균 von Mises stress는 LN-1의 경우 σ_{ave} = 40.3N/mm², LN-2의 경우 σ_{ave} =42.2N/mm²으로 나타 나서 LN-2가 LN-1에 비해 0.05%의 von Mises stress의 증가가 나타났고, LN-1과 LN-2 간에는 거 의 차이가 없었다. LN-1의 경우 Ti계열이 SUS316 에 비해 5.3%의 von Mises stress 감소가 나타났고, LN-2의 경우 3.1% 감소가 나타났다. 따라서 SN-2/SN-1의 관계와 LN-2/LN-1의 관계는 거의 유 사함을 알 수 있었다. 이상의 관계는 Fig. 7에 제 시한 fillet radius rate 그래프를 통해 더욱 명확히



Fig. 8 Relationship between neck length rate and applied loading in the cases of the fillet radius constants



Fig. 9 Distribution of von-Mises stresses in the cases of short neck (SN-series) and long neck (LN-series)

판단할 수 있다. 한편, LN-1과 LN-3의 von Mises stress를 비교해 보면 LN-3의 von Mises stress의 평 $\overline{\nu}$ 은 σ_{ave} =27.9N/mm²으로 나타났고, 이는 LN-1에 비해 약 44.4%의 von Mises stress 감소가 발생했 음을 알 수 있다. LN-3에서 SUS316과 Ti계열을 비 교해 보면 Ti계열이 SUS316에 비해 2.2% 감소하 였다. 이상을 종합해보면 필렛효과는 Fig. 7에 제 시한 바와 같이 SN-3/SN-1이 가장 낮은 점으로 보 아 SN-3의 필렛형상이 가장 우수하다고 판단된다. 그러나 SN-3과 LN-3이 동일하게 *R*₂=0.04인 경우이 므로 길이비와 필렛형상의 관계도 파악해야한다.

3.2 길이비에 따른 von Mises stress의 변화

앞 절을 통해 SN-3가 가장 우수한 필렛형상임을 파악할 수 있었다. 그 이유는 SN-3의 von Mises stress가 가장 낮았고, SN-2/SN-1보다 SN-3/SN-1의 fillet radius rate가 더 낮게 평가되었기 때문이다. 그러나 동일 필렛에서의 SN-2/LN-2 및 SN-3/LN-3 의 정성적 평가를 위해서는 fillet radius와 neck length의 관계가 함께 고려되어야 한다. 앞 절에서 설명한 Fig. 7의 fillet radius rate는 필렛의 유무와 필렛형상에 대한 von Mises stress의 변화비를 나타 낸 것인 반면, Fig. 8의 neck length rate는 동일 필 렛형상 내에서 neck part 길이변화에 따른 von Mises stress의 변화비를 나타낸 것이다. 따라서 두 그래프 모두 값이 낮을수록 neck part에 가해지는 von Mises stress 감소비가 커지는 것이므로 두 그 래프 모두에서 가장 낮은 값을 취하는 것이 설계 상 가장 안전한 형상이다. 따라서 Fig. 8을 통해 SN-3이 가장 우수한 neck part 형상임을 파악할 수 있다. 이에 대한 검증을 위해 Fig. 9를 제시하였다. Fig. 9는 마이크로핀 neck part에 분포하는 von Mises stress를 나타낸 것으로 전체적으로 neck part 에 응력집중이 발생되고 있다. 그러나 필렛에 의 해 급격한 단면적의 변화를 효율적으로 개선한 SN-3이 응력집중을 가장 효과적으로 재분포시키고 있음을 파악할 수 있다. 즉, 다른 형상에 비해 응 력집중부위가 넓게 분포하여 급격한 하중변화에 의한 완전파단은 발생하지 않는 효율적 구조를 보 유하고 있음을 예상할 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 미세혈관 문합링 마이크로핀의 필렛반경(fillet radius), 목길이(neck length)가 von Mises stress 변화에 미치는 영향을 평가하기 위해 Short Neck(SN)과 Long Neck(LN)으로 구분하고, 필렛이 존재하지 않는 경우(SN-1, LN-1)와 존재하 는 경우(SN-2, SN-3, LN-2, LN-3)로 구분하여 다음 의 결과를 얻을 수 있었다.

(1) SN-1은 SN-2, SN-3보다 각각 1.07배, 1.95배 정도 von Mises stress가 증가하였다. 동일 필렛형 상인 경우 SUS316은 Ti계열에 비해 약 1.05~1.12 배 정도 미세하게 von Mises stress가 증가하였다.

(2) LN-1과 LN-2간의 von Mises stress는 거의 차이가 없었다. 필렛형상 변화에 따른 SUS316과 Ti 계열의 von Mises stress ratio를 비교해 보면, SN-2/SN-1의 관계와 LN-2/LN-1의 관계는 거의 유사함을 알 수 있었다.

(3) 필렛 유무와 형상에 대한 von Mises stress의 변화비를 나타낸 fillet radius rate와 동일 필렛형상 내에서 목부위(neck part) 길이변화에 따른 von Mises stress의 변화비를 나타낸 목길이(neck length)의 결과를 종합해본 결과 SN-3와 같은 형상 의 마이크로핀이 가장 안전함을 알 수 있었다.

후 기

본 연구는 보건복지부 보건의료연구개발사업(미 래융합의료기기개발사업)의 지원에 의하여 이루어 진 것임. (과제고유번호 : A092140)

참고문헌

- Chang, K.-P., Lin, S.-D. and Lai, C.-S., 2007, "Clinical Experience of a Microvascular Venous Coupler Device in Free Tissue Transfers," *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, Vol.23, No.11, pp.566~572.
- (2) Hallock, G.G. and Rice, D.C., 2008, "Early Experience with the New 'Megacoupler' Ring-pins for Microvascular Anastomoses," *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, Vol.61, Issue 8, pp.974~976.
- (3) Chung, N. Y., Lim, H. C., Lee, S. H., Park, J. H. and Park, J. W., 2008, "Easy and Fast Anastomosis using Microvascular Anastomotic Coupler System,"

Journal of Orthopedic Associate, Vol.43, No.1, pp.36-42.

- (4) Jung, Y.-J., Son, D.-G. and Kim, H.-J., 2006, "Microvascular Anastomotic Coupler (MAC) System for Microanastomosis of Free Flap," *Journal of the Korean Society for Microsurgery*, Vol.15, No.2, pp.51~57.
- (5) Kim, C.-W., Lee, H.-S., Park, J.-W. and Son, D., 2010, "Anastomosis Apparatus Comprising Driving Gears," *Korean Patent*, Triple-C Medical Corp., Regist. No.10-0995794, (16th November, 2010).
- (6) Kim, C.-W. and Jang, K.-S., 2010, "Dislocation Preventive Anastomosis Ring and Anastomosis Device, Anastomosis Method," *Korean Patent*, Triple-C Medical Corp., Regist. No.10-2010-0000170, (4th January, 2010).
- (7) Kim, C.-W. and Jo, K.-H., 2010, "Guide Groove Type Anastomosis Device," *Korean Patent*, Triple-C Medical Corp., Regist. No.10-2010-0000494, (5th January, 2010).
- (8) Kim, C.-W. and Jang, K.-S., 2010, "Forceps-form Anastomosis Apparatus," *Korean Patent*, Triple-C Medical Corp., Regist. No.10-2010-0033134, (12th April, 2010).
- (9) Kim, C.-W., Koong, Y., Jee, D.-W. and Jang, K.-S., 2010, "Slot Drive Type Anastomosis Device," *Korean Patent*, Triple-C Medical Corp., Regist. No.10-1002239, (13th December, 2010).
- (10) Triple-C Medical Corp. 2010, "Anastomosis Fixation Fantastic Device (AnaFix)," *Korean Patent*, Regist. No.40-0831763 (3rd July, 2010).
- (11) Triple-C Medical Corp. 2010, "Isomorphic Anastomotic Fixation (IsoFix)," *Korean Patent*, Regist. No.40-2010-0017151 (1st April, 2010).