

# Fabrication of a Dual-structured Biomaterial Combining Collagen and Fibrinogen

Hong-Moon Jung\*

Department of Radiological Science, Daegu Health College

Received: November 02, 2023. Revised: November 21, 2023. Accepted: November 30, 2023.

## ABSTRACT

Bio materials of fibrinogen and collagen are widely used in tissue regeneration engineering. In this study, I aim to create a new dual-structure support using these two materials. Strategically, tissue regeneration takes priority over blood vessel regeneration, so by forming a fibrinogen support that helps blood vessel formation on the outside of the double support and placing collagen, which is more effective in tissue regeneration, in the center, a synergistic effect in new tissue regeneration is expected. Although these two materials have been used interchangeably in previous studies, there has been no report yet on making a support through the formation of a support structure for the core system. Therefore, the core of this study, the double scaffold, is to propose a method for manufacturing a core structure with a collagen scaffold on the inside and fibrinogen on the outside. The experimental results showed that the fibrinogen located on the outside of the scaffold resulted in rapid biodegradation and drug release due to strategic biodegradation of the dual structure scaffold. On the other hand, collagen scaffolds were found to be able to maintain drug release time relatively longer than fibrinogen scaffolds. In conclusion, it is believed that applying the method of creating a double scaffold will have a synergistic effect on defective tissue regeneration.

Keywords: Bio-dual Structure Scaffold, Fibrinogen Scaffold, Collagen Scaffold

## I. INTRODUCTION

조직공학에서는 생체재료의 선택은 조직재생에 있어서 중요한 요소로 작용 된다. 인체조직 내부의 생체재료의 이식은 내부조직 환경에 따라 생분해가 발생된다. 생체재료는 합성 폴리머 고분자재료와 달리 인체와 친화적이다. 또한 인체 착상 거부감을 최소화 할 수 있기 때문에 널리 사용된다<sup>[1]</sup>. 인체 친화적 재료의 종류는 다양하게 존재 하지만 본 연구에서는 조직공학에서 가장 효율적으로 사용되는 콜라겐과 피브리노겐 재료를 선택하였다. 조직공학에서 많이 사용되는 지지체인 피브리노겐 지지체는 신생혈관(Neo-Angiogenesis)의 형성에 기여 하며 세포 성장과 이동에 중추적 역할을 한다.

그리고 세포외기질(Extra Cellular Matrix)의 재생환경을 만들어 줄 수 있는 피브린 가교(Fibrous Network)를 형성하는 역할을 한다<sup>[2,3]</sup>. 또한 피브리노겐 지지체는 상처 조직 재생과 혈관 재생에 필수적 역할을 수행한다. 피브린 가교 구조는 뼈 재생에 중요한 역할을 하는 골세포 분화와 증식에 관여하고 있다. 또한 각종 조직재생 세포의 이동과 뼈 재생세포와 관련된 유전자 발현 초기역할에 중요하게 작용하는 것으로 알려져 있다<sup>[4]</sup>. 또한 피브린(Fibrin)은 피브리노겐(Fibrinogen) 입자와 트롬빈(Thrombin)의 결합을 통해 지혈제 역할로 쓰이기도 한다. 혈관이 찢어져 출혈이 발생되면 혈소판에서 트롬보키나아제 효소가 발현되어 혈액 내에 혈장에 녹아있는 프로트롬빈을 트롬빈으로 활성화하여 혈관의 출혈을 차단하는데 중요한 역할을 한다. 트

\* Corresponding Author: Hong-Moon Jung E-mail: redmoon74@dhc.ac.kr Tel: +82-53-320-4523  
Address: Daegu Health College, 15[Taejeon-Dong] youngsong-ro, buk-gu, Daegu, 702-722, Republic of Korea

롬빈 효소는 피브리노겐을 가수분해하여 피브린으로 만들어준다. 이때 피브린 분자는 서로 물리적으로 결합하여 젤라틴과 같은 겔로 형성되어 피브리노겐 지지체가 만들어진다. 그리고 피브리노겐은 각종 연골치료 보조제로 사용되며 특히, 피브리노겐에 연골세포가 편입된 약물을 환자의 치료부위에 주사하여 사용한다<sup>[5]</sup>. 최근에 치과에서는 치아의 치수(Dental Pulp)의 치료용으로 피브리노겐을 사용한다. 치수는 치아 활력과 면역 유지 신경 민감성과 재생능력 유지에 도움을 주어 치아 건강에 중요한 역할을 한다. 따라서 치수 손상에 관한 치수 재생치료는 중요하다. 치수가 손상된 부위에 피브린과 트롬빈의 조합인 혈전 지지체인 피브린을 손상된 곳에 편입 하면 치수의 재생효과에 효과적이라는 연구결과가 발표되었다<sup>[6]</sup>.

콜라겐은 천연 고분자(Polymer)이며 생체적합성과 생분해가 우수하다. 따라서 인체에 안착하기 쉬우며 면역거부반응이 적어 인체 친화적인 생체 재료로 조직재생에 널리 사용된다<sup>[7]</sup>. 인체의 조직 내부에서의 콜라겐은 피브린과 함께 세포외 기질에 중요한 구성요소이기 때문에 인체 세포외 기질 조직 구성에 핵심 요소로 존재한다. 콜라겐은 세포외 기질 구조에서 세포와의 가교 작용을 통해 각종 기저 및 줄기세포의 재생환경의 유지하게 도움을 주며 각종 재생 세포의 성장과 분화조절을 가능하게 한다. 이러한 이유로 콜라겐은 인체재생과 관련된 피부와 뼈 재생에 널리 사용된다<sup>[8]</sup>.

생체 재료인 피브리노겐과 콜라겐의 혼용하여 사용하거나 서로 가교를 만들어 사용하면 재생 조직 내의 뼈 조직재생 상승 인자인 알카라인 인산화 활성(Alkaline Phosphatase Activity)과 오스테오칼신(Osteocalcin), 오스테오릭스(Osteorix)를 촉진시켜 조골세포를 활성화하여 뼈 재생을 더욱 더 촉진시킨다는 연구결과가 보고되었다<sup>[9]</sup>.

이중구조 지지체의 고안은 전략적으로 인체 상처 치유 시 혈관치료가 우선하기 때문에 피브리노겐 지지체를 지지체의 외부로 형성 시키고 중앙에는 조직재생에 더욱 더 효과 있는 콜라겐을 위치시킴으로 지지체 재생 이중효과(Dual Effectiveness)의 상승을 기대하고자 하였다. 전례연구에서는 이 두

가지 재료를 혼용해서 사용하였지만 아직까지 코어(Core)시스템 지지체 구조의 형성으로 지지체를 만들어 보고된 바는 없다. 따라서 이번 연구에서는 이중지지체는 내부에는 콜라겐 외부에는 피브리노겐을 위치시킨 코어 구조 제조 기술을 제시하고자 한다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. 피브린 지지체의 제조

코니컬 튜브에 피브리노겐 파우더(Sigma- Aldrich : St. Louis, MO, USA)를 제조한 후 SDF-1 (PeproTech, Inc. New Jersey, USA)과 혼합하여 증류수에 최종 농도가 1  $\mu\text{g/ml}$ 로 제조한다. 이 용액에 트롬빈용액(Sigma-Aldrich MO, USA)을 유닛별로 혼합하여 지지체를 완성한다. 만들어진 지지체를 6 시간 동안 37  $^{\circ}\text{C}$  인큐베이터에 보관 후 영하 80 $^{\circ}\text{C}$ 의 디프리저에 보관 후 동결건조기를 사용하여 지지체를 완성한다.

### 2. 콜라겐지지체의 제조

콜라겐용액(Collagen:BD, USA, HEPES, 1N NaoH, HBSS)을 만든 이 콜라겐 용액의 BMP-2 (Daewoong Pharmaceutical company: Seoul, Republic of Korea) 최종 농도가 1  $\mu\text{g/ml}$ 이 되도록 만든다. 이용액을 60  $\phi$  페트리 디쉬(Corning@Costar@ Sigma-Aldrich )에 4 ml을 넓게 뿌린 후 37 $^{\circ}\text{C}$  인큐베이터에 12 시간 인큐베이션 후 영하 80 $^{\circ}\text{C}$ 의 디프리저에 보관 후 동결건조기를 사용하여 지지체를 완성한다.

### 3. 콜라겐 및 피브린 이중 지지체의 제조

콜라겐용액을 제조한 후에 콜라겐 용액의 최종 BMP-2 농도가 1  $\mu\text{g/ml}$ 이 되도록 만든다. 이용액을 60  $\phi$  페트리 디쉬에 4 ml를 뿌려준 후에 이미 콜라겐 지지체를 완성 후 이 지지체를 일부 절편한 후 (가로×세로 10 mm 두께 1mm) 피브리노젠 파우더(Fibrinogen : Sigma-Aldrich : St. Louis, MO, USA)를 녹인 용액을 넓게 뿌려준 후 콜라겐 절편을 담가 트롬빈용액(Thrombin : Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA)과  $\text{CaCl}_2$ , Amino-Caproic-Acid)을 혼합하여 지지체를 굳힌다. 피브리노겐 지지체의 농도는 SDF-1 (PeproTech Inc:New Jersey, USA)의 최종농도 1  $\mu\text{g/ml}$ 이 되게 유지한다. 이후 37 $^{\circ}\text{C}$  인큐베이터 12 시

간 보관 후 영하 80°C의 디프리저에 보관 후 동결 건조기를 사용하여 이중 지지체를 완성한다.

**4. 전자현미경 및 이중지지체의 용출실험**

피브린 지지체를 전자현미경(SEM, JSM-6700F, Jeol, Tokyo, Japan)의 장비를 사용하여 조건 SEI 10 kVp으로 촬영하였다. 이중 구조의 지지체의 정량 분석은 콜라겐(BMP-2, 1µg/ml) / 피브리노젠(SDF-1, 1 µg/ml) 이 편입된 이중 지지체를 동결건조 후에 정사각형(10 mm × 10 mm 두께 1 mm)의 크기로 자른 후 PBS(phosphate buffer saline: pH 7.4) 0.5 ml에 담근 후 10 µl을 취한 후 날짜별로 각각 BMP-2와 SDF-1의 용출량을 측정하였다. (N=6) 측정 키트는 BMP-2 (Immunoassay Quantikine, R&D system)와 SDF-1 (R&D Systems, Inc. Minneapolis, USA)을 사용하여 정량 분석하였다. (표본수: 각 6) 용출실험 데이터는 평균에 ± 표준편차를 시행하였고 데이터 제작은 엑셀(Microsoft company)을 사용하였다.

**III. RESULT**

Fig. 1과 같이 이중 지지체를 만드는 전략방법을 이미지화 하였다. BMP-2가 편입된 콜라겐 용액을 만든 후 동결 건조에 과정을 거쳐 콜라겐지지체를 완성한다. 완성된 콜라겐지지체를 SDF-1이 녹아 있는 피브리노젠 용액에 담근 후 그 위에 트롬빈 용액을 혼합한다. 이후 동결건조하여 최종 이중 구조의 지지체를 완성한다.

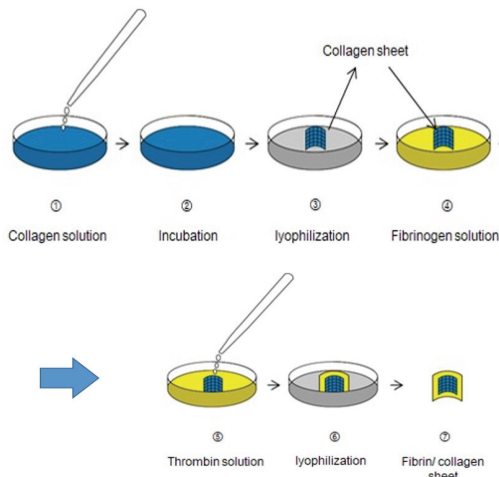
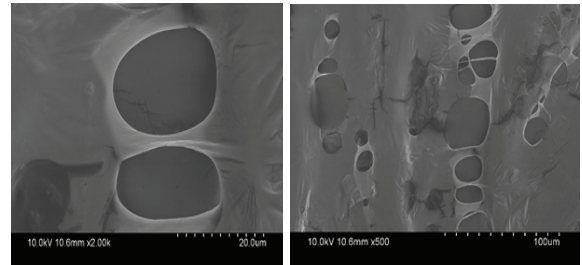


Fig. 1. Strategy to create a dual scaffold of collagen and fibrinogen.

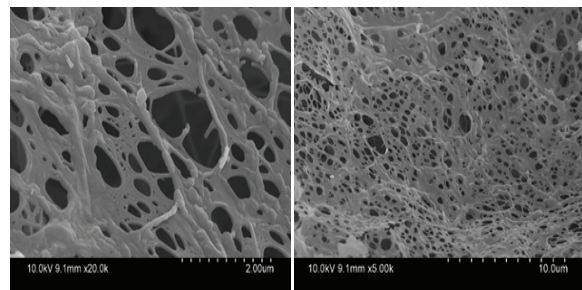
Fig. 1의 이미지는 BMP-2가 편입된 콜라겐 지지체를 전자현미경으로 관찰한 사진 결과이다. 각각의 배율 500배와 2,000배를 통해 콜라겐 sheet 구조와 다공성구조를 볼 수 있다.



(A) 2,000 X magnification (B) 500 X magnification

Fig. 2. SEM image of collagen scaffold only.

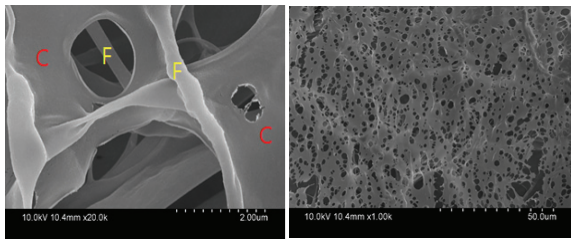
Fig. 3의 이미지는 SDF-1이 편입된 피브린 지지체의 전자현미경사진이다. 각각의 배율 20,000배와 5,000배를 통해 피브린지지체의 그물 네트워크 구조를 볼 수 있으며 내부의 섬유상의 가교 형태를 잘 관찰할 수 있다.



(A) 20,000 X magnification (B) 5,000 X magnification

Fig. 3. SEM image of fibrinogen scaffold only.

Fig. 4의 이미지는 이중구조 지지체의 전자현미경사진이다. 각각의 배율 1,000배와 20,000배로 관찰하였다. 피브리노젠 지지체 구조와 콜라겐의 지지체의 구조가 적절히 혼합되어 있는 상태를 볼 수 있다. C는 콜라겐을 나타내며 F는 피브리노젠 구조를 나타낸다. 이중지지체는 콜라겐 sheet 구조와 다공성구조를 볼 수 있고 피브리노젠의 전형적인 구조인 그물 네트워크 구조와 섬유상의 가교 형태 함께 볼 수 있다.



(A) 20,000 X magnification (B) 1,000 X magnification

Fig. 4. SEM image of dual scaffold of collagen and fibrinogen(C: collagen, F: Fibrinogen).

Fig. 5는 SDF-1과 BMP-2의 용출 양을 날짜별로 정량화한 데이터이다. 피브리노겐 지지체에 편입된 SDF-1의 용출량은 초반에 급격하게 증가 (447 pg / ml)하다가 5일째 용출량이 거의 없다. 피브린 지지체는 생분해가 활발한 물질이기 때문에 용출량의 감소는 피브린과 구조의 급격한 붕괴에 기인하는 것으로 예측해 볼 수 있다. 그리고 콜라겐 지지체의 약물방출효과를 통해 상대적으로 피브리노겐 지지체보다는 약물의 방출 시간을 오래 유지할 수 있는 결과를 얻었다.

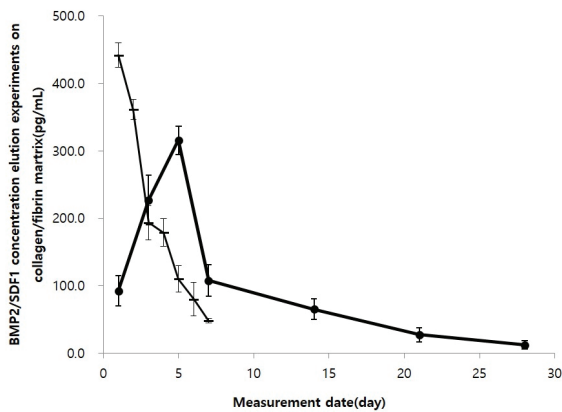


Fig. 5. Drug dissolution experiment of dual support of collagen and fibrinogen. (SDF-1/BMP-2 : Each of Conc. 1µg/ml)

내부 중심의 콜라겐 지지체에 편입된 BMP-2의 용출량은 5일째 최대치(322 pg/ml)를 나타내다가 7일 이후 급격히 감소하여 20일 되는 시점에 용출량이 최소화가 되는 결과를 얻었다.

#### IV. DISCUSSION

이번 연구는 피브리노겐과 콜라겐 지지체 이중 구조 간의 생분해(Biodegradation) 시간차를 이용한 연구이다. 이중지지체 구조 형성은 전략에 따라 외각에는 피브린의 중앙에는 콜라겐의 생분해를 순차적으로 유도하는 이중 중심(Core) 구조지지체(Dual- Scaffolds)를 제조하고자 하였다. 실험결과에 따르면 피브리노겐 지지체는 최대 5일 이내에 외부에서 생분해가 되어 약물이 용출되는 결과를 얻었다. 또한 중심(Core)에 위치하고 있는 콜라겐구조는 이와 상대적으로 최대 20 일내 전체 생분해가 된 결과를 얻을 수 있었다. 이번 연구에서는 피브리노겐 생분해의 측정을 위해 전략적으로 케모카인 약물인 SDF-1 (Stromal Cell-Derived Factor-1)을 편입시켜 피브리노겐을 만들었다. 왜냐하면 조직재생에 초기에 작용을 하는 SDF-1은 골 형성성화 증식을 하위 조절한다고 알려져 있다. 또한 전례 연구에 따르면 파괴된 조직 재생부위에 SDF-1의 역할은 빠른 생체조직의 재생을 위해 초기 면역 신호체계와 관련된 각종 림프구 이동에 관여하기 때문이다<sup>[10]</sup>. 또한 SDF-1은 초기 조직재생에 영양분을 공급하는 신생혈관 재생 촉진과 혈관치유 유도 신호에 관여함으로써 조직 재생에 중요한 역할하기 때문이다<sup>[11]</sup>. 이러한 이유로 피브리노겐의 SDF-1의 편입은 빠른 방출을 통해 초기 재생 역할을 하는 치료 전략과 일치가 된다.

반면에 콜라겐에 편입된 사이토카인 BMP-2 (Bone Morphogenetic Protein-2)의 효과는 조골세포를 촉진시키며 Runt-related Transcription Factor-2 (Runx2)의 안정화에 기여하는 중요한 전사 인자이다. 또한 Runx2는 뼈 형성 유전자를 발현시켜 뼈 조직의 원활한 재생을 위해 뼈 세포 분화촉진에 도움을 준다<sup>[12]</sup>.

BMP-2는 상대적으로 뼈와 조직형성 세포에 직접적으로 작용하기 때문에 적당 시간 조직 내에 머물러 약물효과를 유지해주는 것이 조직재생에 효과적이다. 이러한 이유로 이중지지체 중심에 콜라겐 지지체 위치 시켰다. 또한 콜라겐은 피브리노겐 보다 상대적으로 생분해가 천천히 되는 특성을 가지고 있기 때문에 이것에 착안하여 콜라겐이 편입된

BMP-2 지지체를 전략적으로 중심에 형성시켰다. 전례연구에서는 이 두 가지 재료를 혼용해서 사용하고 있지만 아직까지 코어(core)시스템 지지체 구조로 지지체를 만들어 보고된 바는 없다. 더 나아가 케모카인과 싸이토카인의 이중지지체도 아직까지 연구가 미미한 상태이기 때문에 이번 연구는 충분한 가치가 있다고 본다. 이번 연구는 또한 방사성골괴사(Osteoradionecrosis)를 극복하기 위한 지지체의 개발에 관점을 두어 추후 연구에 기반이 되고자 한다<sup>[13,14]</sup>. 방사성골괴사는 암의 치료 과정에서 사용하는 방사선에 의해 정상 조직에 부작용을 유발하여 방사선이 조사된 조직 내의 재생조직을 구성하는 각종세포들과 단백질들의 변형을 유발하는 등 방사성장애를 발생시켜 정상적인 뼈의 재생이 형성되지 못하는 현상이다. 따라서 기존 일반적으로 사용하는 평범한 생체 지지체만으로는 극적인 재생 효과를 기대할 수 없기 때문에 이중지지체를 고안하게 되었다. 고안된 지지체의 재생 효과는 앞으로 체내(In-vivo) 실험을 통해 추후 연구되어야 할 사항이다.

## V. CONCLUSION

피브리노겐과 콜라겐의 이중구조 지지체는 조직 재생에 도움을 주는 것으로 알려져 있다. 이중구조 지지체의 전략적인 생분해(Biodegradation)에 기인하여 피브리노겐의 빠른 생분해와 약물방출을 결과를 얻었다. 그리고 콜라겐 지지체의 약물방출효과를 통해 상대적으로 피브리노겐지지체보다는 약물의 방출 시간을 오래 유지할 수 있는 결과를 얻었다. 만들어진 이중지지체를 제조 기반 기술은 치료자가 목적 약물을 자유로이 선택하여 조직재생 재현에 효과가 있을 것이다. 결론적으로 이중 지지체를 만드는 방법을 적용한다면 손상된 결손 조직 재생에 상승효과가 있을 것으로 사료된다.

## Reference

[1] D. Pili, P. T. Leali, "Biomaterials and bone", *Aging Clinical and Experimental Research*, Vol. 23, No. 2, pp. 74-75, 2011.

[2] B. S. Kim, H. M. Sung, H. K. You, J. Lee, "Effects

of fibrinogen concentration on fibrin glue and bone powder scaffolds in bone regeneration", *Journal of Bioscience Bioengineering*, Vol. 118, No. 4, pp. 469-475, 2014.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiosc.2014.03.014>

- [3] J. T. Chen, K. Kotani, "Inverse correlation between fibrinogen and bone mineral density in women: Preliminary findings", *Journal of Formosan Medical Association*, Vol. 115, No. 1, pp. 54-56, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.jfma.2015.07.023>
- [4] A. Noori, S. J. Ashrafi, R. Vaez-Ghaemi, A. Hatamian-Zaremi, T. J. Webster, "A review of fibrin and fibrin composites for bone tissue engineering", *International Journal of Nanomedicine*, Vol. 12, pp. 4937-4961, 2017. <http://dx.doi.org/10.2147/IJN.S124671>
- [5] Z. Chen, W. Du, Y. Lv, "Zonally Stratified Decalcified Bone Scaffold with Different Stiffness Modified by Fibrinogen for Osteochondral Regeneration of Knee Joint Defect", *ACS biomaterials science and engineering*, Vol. 8, No. 12, pp. 5257-5272, 2022. <http://dx.doi.org/10.1021/acsbiomaterials.2c00813>
- [6] S. S. Piglionico, B. Varga, O. Pall, O. Romieu, C. Gergely, F. Cuisinier, B. Levallois, I. V. Panayotov, "Biomechanical characterization of a fibrinogen-blood hydrogel for human dental pulp regeneration", *Biomaterial Science*, Vol. 11, No. 20, pp. 6919-6930, 2023. <http://dx.doi.org/10.1039/d3bm00515a>
- [7] S. J. Coelho, C. F. EdsonLuiz, S. P. Goberlânio de Barros, C. F. Wildson Gurgel and S. V. de Paulo Aragão, "Is dentin biomodification with collagen cross-linking agents effective for improving dentin adhesion? A systematic review and meta-analysis", *Restorative Dentistry and Endodontics*, Vol. 47, No. 2, pp. 6919-6930, 2022. <http://dx.doi.org/10.5395/rde.2022.47.e23>
- [8] C. Linsley, B. Wu, B. Tawil, "The effect of fibrinogen, collagen type I, and fibronectin on mesenchymal stem cell growth and differentiation into osteoblasts", *Tissue Engineering, Part A [continuation of Tissue Engineering]*, Vol. 19, No. 11-12, pp. 1416-1423, 2013. <http://dx.doi.org/10.1089/ten.TEA.2012.0523>
- [9] S. W. Rothwell, E. Sawyer, E. Lombardini, J. Royal,

- H. Tang, R. Selwyn, M. Bodo, T. L. Settle, "Comparison of fibrinogen- and collagen-based treatments for penetrating wounds with comminuted femur fractures in a Swine model", *Journal of Special Operation Medicine*, Vol. 13, No. 1, pp. 7-18, 2013. <http://dx.doi.org/10.55460/4SOQ-E5DJ>
- [10] L. Duan, Y. Lu, W. Xie, L. Nong, Y. Jia, A. Tan, Y. Liu, "Leptin promotes bone metastasis of breast cancer by activating the SDF-1/CXCR4 axis", *AGING-US*, Vol. 12, No. 16, pp. 16172-16182, 2020. <http://dx.doi.org/10.18632/aging.103599>
- [11] A. Zhao, M. Chung, Y. Yang, X. Pan, Y. Pan, S. Cai, "The SDF-1/CXCR4 Signaling Pathway Directs the Migration of Systemically Transplanted Bone Marrow Mesenchymal Stem Cells Towards the Lesion Site in a Rat Model of Spinal Cord Injury", *Current Stem Cell Research & Therapy*, Vol. 18, No. 2, pp. 216-230, 2023. <http://dx.doi.org/10.2174/1574888X17666220510163245>
- [12] H. D. Hwang, J. T. Lee, J. T. Koh, H. M. Jung, H. J. Lee, T. G. Kwon, "Sequential Treatment with SDF-1 and BMP-2 Potentiates Bone Formation in Calvarial Defects", *Tissue Engineering, Part A [continuation of Tissue Engineering]*, Vol. 21, No. 13, pp. 2125-2135. 2015. <http://dx.doi.org/10.1089/ten.TEA.2014.0571>
- [13] H. M. Jung, "Efficiency Evaluation of Irradiated on Mouse Calvarial Model by BMP-2", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 13, No. 5, pp. 811-817, 2019. <http://dx.doi.org/10.7742/jksr.2019.13.5.811>
- [14] D. J. Toneatti, R. R. Graf, J. P. Burkhard, B. Schaller, "Survival of dental implants and occurrence of osteoradionecrosis in irradiated head and neck cancer patients: a systematic review and meta-analysis", *Clinical Oral Investigations*, Vol. 25, No. 10, pp. 5579-5593, 2021. <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-021-04065-6>

# 콜라겐과 피브리노겐을 합성한 이중구조 생체재료의 제작

정홍문\*

대구보건대학교 방사선과

## 요 약

피브리노겐 그리고 콜라겐의 생체재료는 조직재생공학에 널리 사용되고 있다. 이번 연구에서는 이 두 가지 재료를 사용하여 새로운 이중구조지지체를 만들고자 한다. 전략적으로 조직재생은 혈관 재생이 우선이기 때문에 혈관형성에 도움을 주는 피브리노겐 지지체를 이중지지체의 외부로 형성시키고 중앙에는 조직 재생에 더욱 더 효과 있는 콜라겐을 위치시킴으로써 새로운 조직 재생의 상승효과를 기대하고 한다. 전례 연구에서는 이 두 가지 재료를 혼용해서 사용하고는 있지만 아직까지 중심구조(Core)시스템의 지지체 구조의 형성으로 지지체를 만들어 보고된 바는 없다. 따라서 이번 연구의 핵심인 이중지지체는 내부는 콜라겐 지지체 외부는 피브리노겐을 위치시킨 중심(Core) 구조 제조 방법을 제시하고자 한다. 실험결과는 이중구조지지체의 전략적인 생분해(Biodegradation)에 기인하여 지지체의 외부에 위치한 피브리노겐은 빠른 생분해와 약물방출이 발생했다. 반면 콜라겐 지지체는 상대적으로 피브리노겐지지체 보다는 약물의 방출 시간을 오래 유지할 수 있는 결과를 보았다. 결론적으로 이중 지지체를 만드는 방법을 적용한다면 결손 조직 재생에 상승효과가 있을 것으로 사료된다.

중심단어: 생체이중구조지지체, 피브리노겐 지체, 콜라겐지지체

## 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	정홍문	대구보건대학교 방사선과	교수